

DILARA ZIYLAN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2025

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

PULPA KAPLAMA MATERYALLERİNİN
DENTİNE VE KOMPOZİT REZİNE
BAĞLANMA ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ

DİLARA ZİYYAN

DANIŞMAN
PROF. DR. OYA AKTÖREN

PEDODONTİ ANABİLİM DALI
PEDODONTİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL-2025

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 çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Dilara Ziylan



İTHAF

Melek kızım *Pina* ve güzel oğlum *Coti*'ye ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora sürecim boyunca bilimsel rehberliğinin ötesinde, içtenliği ve ilgisiyle hayatıma dokunan, yardımlarını hiçbir zaman esirgemedi sabrı ve desteğiyle bana güç veren, bilgi ve tecrübesiyle yolumu aydınlatan, kalbimde her zaman özel bir yeri olacak kıymetli danışmanım Sayın **Prof. Dr. Oya Aktören**'e;

Eğitim hayatım boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim; bilgi ve tecrübeleriyle, yol göstericilikleriyle akademik bakış açımı zenginleştiren ve bilimsel katkılarıyla ilham veren İstanbul Üniversitesi Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Koray Gençay, Prof. Dr. Elif Bahar Tuna İnce, Prof. Dr. Arzu Pınar Erdem, Doç. Dr. Yeliz Güven, Doç. Dr. Mine Koruyucu ve Doç. Dr. Yelda Kasımoğlu**'na;

Beni benden iyi tanıyan, her an yanımda olduklarını hissettiren, kahkahalarımızı ve kimi zaman sessizliklerimizi paylaştığımız, yoldaşlıklarıyla her daim güçlü hissettiren can dostlarım **Dr. Öğr. Üyesi Çağla Şimşek, Fulya Furat, Metin Serim, Peker Can Oğuz, Dt. Duygu Safçı, Engincan Yerebasmaz ve Dt. Gülsuhan Kahraman**'a;

Doktora eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, birçok zorluğu birlikte atlattığım değerli arkadaşlarım **Dt. Liyan Agrin Özdoğan, Dt. Pelin Keskin, Dt. Melis Yazır Kavan ve Dt. Hazal Çerçiler**'e;

Doktora eğitim sürecim boyunca fakültede birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, samimiyet ve yardımseverlikleriyle her zaman desteklerini gördüğüm İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki tüm **asistan arkadaşlarıma**;

Yüreğimin en özel yerinde taşıdığım, varlığıyla güç bulduğum, sevgisiyle tamamlandığım canım annem **Dilek Ziylan**'a ve hayat yolculuğumda dürüstlüğü, pamuk kalbi ve hayata bakışıyla bana her zaman bir rehber ve ilham olan, sessiz ama derinden anlaşılmanın ne demek olduğunu bana hissettiren, bana olan sonsuz inancıyla en büyük destekçim babam **Dr. Erkal Ziylan**'a;

Birlikte büyüdüğüm, ablam demekten gurur duyduğum, uzakta olsa da hep en yakınımda hissettiğim, 8 sayısında sonsuz anlamı bulduğum, sonsuz kardeşim/ablam/yol arkadaşım **Damla Can**'a;

Anne yarım; kimi zaman sırdaşım, kimi zaman arkadaşım olan, tüm şeffaflığımla yanında kendimi saklamadan var olabildiğim, koşulsuz sevdiğim güzeller güzeli teyzem **Duygu Sancaktar**'a;

Ruhuma dokunan, söylemediğimi duyan, zorlu yolculuğumu kolaylaştıran, her düşüğümde bana olan inancıyla elimden tutup ayağa kaldıran, şefkatiyle ve desteğiyle bu süreci benimle birlikte göğüsleyen değerli **Çağlar Özkır**'a;

her birinize ayrı ayrı, kalpten teşekkürlerimi sunarım.

Dilara Ziylan

İstanbul, 2025

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Programında Doktora öğrencisi Dilara Ziyhan tarafından Prof. Dr. Oya Aktören'in danışmanlığında hazırlanan "Pulpa kaplama materyallerinin dentine ve kompozit rezine bağlanma etkinliğinin incelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 18/06/2025 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Koray Gençay

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Gamze Aren

İstinye Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Arzu Pınar Erdem

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

Jüri

Doç. Dr. Mine Koruyucu

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

Jüri

Doç. Dr. Nilüfer Üstün

İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

Jüri-(Danışman)

Prof. Dr. Oya Aktören

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Pedodonti Anabilim Dalı

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	2
İTHAF.....	3
TEŞEKKÜR.....	4
İÇİNDEKİLER	6
TABLolar LİSTESİ.....	10
ŞEKİLLER LİSTESİ	11
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	13
ÖZET	15
ABSTRACT.....	16
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	17
2. GENEL BİLGİLER	20
2.1. Diş Dokusu.....	20
2.1.1. Primer Dentin.....	22
2.1.2. Sekonder Dentin.....	23
2.1.3. Tersiyer Dentin	23
2.1.3.1. Reaksiyoner Dentin.....	23
2.1.3.2. Reparatif Dentin	24
2.2. Vital Pulpa Tedavileri	24
2.2.1. İndirekt Pulpa Kuafajı.....	26
2.2.2. Direkt Pulpa Kuafajı	28
2.2.3. Pulpotomi	30
2.3. Vital Pulpa Tedavileri ve Apeksogenezis	32
2.4. Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Materyaller.....	33
2.4.1. Kalsiyum Hidroksit	34
2.4.1.1. Kalsiyum Hidroksitin Avantajları	34
2.4.1.2. Kalsiyum Hidroksitin Dezavantajları.....	35
2.4.2. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller	36
2.4.2.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA).....	37
2.4.2.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA) Avantajları.....	39
2.4.2.1.2. Mineral Trioksit Agregat (MTA) Dezavantajları.....	40
2.4.2.2. NeoPutty MTA.....	40
2.4.2.2.1. NeoPutty'nin Avantajları	41
2.4.2.2.2. NeoPutty'nin Dezavantajları	42
2.4.2.3. Biodentine	42

2.4.2.3.1.	Biodentine'in Avantajları.....	44
2.4.2.3.2.	Biodentine'in Dezavantajları.....	44
2.4.2.4.	Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller	45
2.4.2.4.1.	TheraCal PT	45
2.4.2.4.1.1.	TheraCal PT'nin Avantajları.....	47
2.4.2.4.1.2.	TheraCal PT'nin Dezavantajları.....	47
2.4.2.4.2.	TheraCal LC	47
2.4.2.4.2.1.	TheraCal LC'nin Avantajları	48
2.4.2.4.2.2.	TheraCal LC'nin Dezavantajları	49
2.4.3.	Trikalsiyum Fosfat Esaslı Materyaller	49
2.4.4.	Çinkooksit Öjenol	50
2.4.5.	Cam İyonomer / Rezin Modifiye Cam İyonomer	50
2.5.	Adezyon	51
2.5.1.	Mine Adezyonu.....	52
2.5.2.	Dentin Adezyonu	53
2.6.	Dental Adeziv Sistemler	54
2.6.1.	Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	54
2.6.1.1.	Etch-rinse Sistemler (Total-etch)	54
2.6.1.2.	Self-etch Sistemler	57
2.6.1.3.	Universal Sistemler	61
2.6.1.4.	Antibakteriyel içerikli adeziv sistemler	62
2.7.	Kompozit Resinler	63
2.7.1.	Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	64
2.7.1.1.	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Kompozit Resinler	65
2.7.1.2.	Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinler	66
2.7.1.3.	Vizkozitelerine Göre Kompozit Resinler.....	67
2.8.	Bağlanma Dayanımı Testleri	67
2.8.1.	Mikro Gerilim Testi	69
2.8.2.	Makro Gerilim Testi.....	69
2.8.3.	Mikro Makaslama Testi	70
2.8.4.	Makaslama Testi	71
2.9.	Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizi	72
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	74
3.1.	Gereç	74
3.1.1.	Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Aletler.....	74
3.1.2.	Çalışmada Kullanılan Deney Materyalleri.....	74

3.2. Yöntem.....	75
3.2.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi	76
3.2.1.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	76
3.2.1.2. Rezin Blokların Hazırlanması	76
3.2.1.3. Örneklerin Hazırlanması / Pulpa Kaplama Materyallerinin uygulanması ...	77
3.2.1.3.1. NeoPutty Grubu.....	77
3.2.1.3.2. TheraCal PT Grubu	78
3.2.1.3.3. Biodentine Grubu	79
3.2.1.3.4. Dycal Grubu	80
3.2.1.4. Örneklerin Hazırlanması / Adeziv ve Kompozit Rezin Uygulanması	81
3.2.1.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı testi.....	83
3.2.1.6. Örneklerde Kırık Yüzeylerinin Stereomikroskop ile İncelenmesi	84
3.2.2. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi	85
3.2.2.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	85
3.2.2.2. Dişlerin Çekimi ve Deneye Hazırlanması.....	85
3.2.2.3. Dişlerde Kaviteilerin Açılması	85
3.2.2.4. Dişlere Pulpa Kaplama Materyallerinin Uygulanması	86
3.2.2.4.1. NeoPutty grubu.....	86
3.2.2.4.2. TheraCal PT Grubu	86
3.2.2.4.3. Biodentine grubu	87
3.2.2.4.4. Dycal grubu	87
3.2.2.5. Dişlere Adeziv Ajan ve Kompozit Rezin Uygulanması	87
3.2.2.6. Diş Kesitlerinin Hazırlanması	88
3.2.2.7. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) İncelenmesi.....	89
3.2.3. İstatistiksel Analiz.....	90
4. BULGULAR.....	911
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları	911
4.2. Stereomikroskop Analizi / Kırılma Tipleri Bulguları	92
4.2.1. Stereomikroskop Görüntüleri.....	93
4.2.1.1. NeoPutty Grubu Stereomikroskop Görüntüleri	93
4.2.1.2. TheraCal PT Grubu Stereomikroskop Görüntüleri	94
4.2.1.3. Biodentine Grubu Stereomikroskop Görüntüleri	95
4.2.1.4. Dycal Grubu Stereomikroskop Görüntüleri	95
4.3. SEM Analizi Bulguları	96
4.3.1. SEM Görüntüleri.....	97
4.3.1.1. NeoPutty Grubu SEM Görüntüleri.....	97
4.3.1.2. TheraCal PT Grubu SEM Görüntüleri	98
4.3.1.3. Biodentine Grubu SEM Görüntüleri	98

4.3.1.4. Dycal Grubu SEM Görüntüleri	99
5. TARTIŞMA	100
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	136
KAYNAKLAR	139
HAM VERİLER	169
FORMLAR	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	173



TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3-1. Deney materyallerinin içerik, üretici firma, lot ve uygulama bilgileri

Tablo 4-1. Materyal gruplarında saptanan bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ve materyal gruplarının karşılaştırılmasına ilişkin bulgular

Tablo 4-2. Gruplarda saptanan kırılma tipi oranları ve karşılaştırmaları

Tablo 4-3. Gruplarda dentin ve pulpa kaplama materyalleri yüzeyleri arasında saptanan mikrogap değerleri (μm) ve materyal gruplarının karşılaştırılmasına ilişkin bulgular



ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 3-1. D4K Pro Dental 3D yazıcı (EnvisionTEC, ABD)
- Şekil 3-2. Rezin bloklar
- Şekil 3-3. NeoPutty (NuSmile, ABD)
- Şekil 3-4. NeoPutty uygulanan örnekler
- Şekil 3-5. TheraCal PT (Bisco, ABD)
- Şekil 3-6. TheraCal PT polimerizasyonu
- Şekil 3-7. TheraCal PT uygulanan örnekler
- Şekil 3-8. Biodentine (Septodont, Fransa)
- Şekil 3-9. Biodentine'in amalgamatörde karıştırılması
- Şekil 3-10. Biodentine uygulanan örnekler
- Şekil 3-11. Dycal (Dentsply Sirona, ABD)
- Şekil 3-12. Dycal uygulanan örnekler
- Şekil 3-13. Clearfil S3 Bond (Kuraray, Japonya)
- Şekil 3-14. LED ışık cihazı (Woodpecker Led-B, Çin)
- Şekil 3-15. Adeziv ajan uygulaması
- Şekil 3-16. Işık cihazı ile polimerizasyon
- Şekil 3-17. G-ænial Universal Injectable (GC, Japonya)
- Şekil 3-18. Neoputty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında plastik tüp yardımı ile kompozit rezinlerin uygulandığı örnekler
- Şekil 3-19. Universal test cihazı / Instron (Shimadzu Autograph AG-IS, Japonya)
- Şekil 3-20. Universal test cihazının ucunun örnekte konumlandırılması
- Şekil 3-21. Stereomikroskop (Olympus SZX-7, Japonya)
- Şekil 3-22. Sınıf 1 kavite hazırlığı yapılan diş
- Şekil 3-23. Silindirik elmas frez (Jota, İsviçre)
- Şekil 3-24. Kumpas (SATA, Çin)
- Şekil 3-25. NeoPutty uygulanmış örnek
- Şekil 3-26. Biodentine uygulanmış örnek
- Şekil 3-27. Hassas kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, ABD)
- Şekil 3-28. Zımparalama-parlatma cihazı (Metaserv 250, Buehler, ABD)
- Şekil 3-29. Etüv cihazı (Termal Laboratuvar Aletleri, Türkiye)
- Şekil 3-30. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) (FEI Versa 3D, ABD)

Şekil 4-1. Gruplarda saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerleri (MPa) grafiği

Şekil 4-2. Koheziv kırık (N)

Şekil 4-3. Koheziv kırık (N)

Şekil 4-4. Koheziv kırık (N)

Şekil 4-5. Adeziv kırık

Şekil 4-6. Koheziv kırık (T)

Şekil 4-7. Adeziv kırık

Şekil 4-8. Miks kırık

Şekil 4-9. Miks kırık

Şekil 4-10. Koheziv kırık (B)

Şekil 4-11. Koheziv kırık (B)

Şekil 4-12. Adeziv kırık

Şekil 4-13. Miks kırık

Şekil 4-14. Koheziv kırık (D)

Şekil 4-15. Koheziv kırık (D)

Şekil 4-16. Adeziv kırık

Şekil 4-17. Miks kırık

Şekil 4-18. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-19. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-20. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x20000)

Şekil 4-21. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x500)

Şekil 4-22. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-23. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-24. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x500)

Şekil 4-25. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x500)

Şekil 4-26. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-27. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-28. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x2000)

Şekil 4-29. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x500)

Şekil 4-30. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-31. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-32. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)

Şekil 4-33. Dycal-Dentin adaptasyonu (x500)

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

AAPD: American Academy of Pediatric Dentistry

SEM: Taramalı Elektron Mikroskopu

MTA: Mineral Trioksit Agregat

10-MDP: 10-metakriloksidekil Dihidrojen Fosfat

MDPB: Metakriloksidodekil Piridinyum Bromür

Mikro-CT: Mikro Bilgisayarlı Tomografi

OCT: Optik Koherens Tomografi

Nm: Nanometre

Mm: Milimetre

Cm: Santimetre

μm : Mikrometre

Sn: saniye

CEM: Kalsiyumla Zenginleştirilmiş Karışım

Ca(OH)_2 : Kalsiyum Hidroksit

Ca^{2+} : Kalsiyum iyonu

OH^- : Hidroksil iyonu

BMP: Kemik Morfogenetik Proteini

TGF- β 1: Dönüştürücü Büyüme Faktörü Beta 1

AAE: Amerikan Endodontistler Birliği

$\pm$: Artı-eksi / Standart sapma

$\approx$: Yaklaşık olarak

Rpm: Dakika devir sayısı

Bis-GMA: Bisfenol A-Glisidil Metakrilat

hDPSC: İnsan Diş Pulpası Kök Hücreleri

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil Metakrilat

NTG-GMA: Nitrogliserin-glisidil Metakrilat

BPDM: Bisfenol A Diglisidil Eter Dimetakrilat

PMDM: Piromellitik Dimetakrilat

PENTA: Dipentaeritritol Pentaakrilat Fosfat

4-META: 4-metakriloksietil Trimellitat Anhidrit

TCP: Trikalsiyum Fosfat

MMP: Matriks Metaloproteinaz

Phenyl-P: Fenil fosfat

GİC: Cam iyonomer Siman

RMGİC: Resin Modifiye Cam İyonomer Siman

SE: Self-etch

İSO: Uluslararası Standardizasyon Örgütü

°C: Santigrat derece

MPa: Megapaskal

kV: Kilovolt

RUNX2: Runt ilişkili Transkripsiyon Faktörü 2

µSBS: Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı

SBS: Makaslama Bağlanma Dayanımı

TSC: Tribokimyasal Silika Kaplama

AL: Alüminyum Oksit ile Kuşlama

IRM: Geçici Restorasyon Materyali

ÖZET

Ziylan, D. 2025. *Pulpa kaplama materyallerinin dentine ve kompozit rezine bağlanma etkinliğinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Pedodonti Anabilim Dalı, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Amaç: Bu çalışma, dört farklı pulpa kaplama materyalinin kompozit rezine bağlanma dayanımlarının ve dentine adaptasyonlarının değerlendirilmesi amacı ile gerçekleştirildi.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada, NeoPutty (Nusmile, ABD), Theracal PT (Bisco, ABD), Biodentine (Septodont, Fransa), Dycal (Dentsply, ABD) pulpa kaplama materyalleri toplam 56 rezin blokta 4x2 mm boyutlarında hazırlanan boşluklara üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulandı (n:14) ve üzerlerine Clearfil S3 Bond (Kuraray, Japonya) ve G-aenial Universal Injectable kompozit (GC, Japonya) uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanımları universal test cihazında (Instron) ölçüldü, kırık tipleri stereomikroskopla incelendi. SEM analizi için; 20 sürekli azı dışında 4x4x5 mm boyutlarında hazırlanan Sınıf 1 kavitelere (n:5) pulpa kaplama materyalleri ve adeziv-kompozit uygulandı, materyallerin dentine adaptasyonları SEM’de incelenerek mikroboşluk ölçümleri yapıldı. Elde edilen bulgular Shapiro-Wilk, Tamhane, Monte Carlo-düzeltilmeli Fisher Exact, Bonferroni düzeltilmeli-z, tek yönlü varyans analizi, Kruskal-Wallis, Dunn’s post-hoc testleri ile IBM SPSS v23’de analiz edildi.

Bulgular: NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında ortalama bağlanma dayanımı değerleri (MPa), sırasıyla, $13,191 \pm 6,69$, $45,404 \pm 12,224$, $23,397 \pm 10,109$, $21,791 \pm 4,743$ olarak saptandı (TheraCal PT > Biodentine > Dycal > NeoPutty). TheraCal PT’in bağlanma dayanımı diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksek, NeoPutty’nin bağlanma değeri anlamlı derecede düşük bulundu ($p < 0,001$). NeoPutty grubunda koheziv/biyomateryal, Theracal PT grubunda miks kırık tipi baskın bulundu ($p < 0,001$). SEM analizinde, en düşük ortalama mikroboşluk değeri NeoPutty grubunda saptandı (NeoPutty < Biodentine < Dycal < TheraCal PT). TheraCal PT’in diğer tüm materyallere göre, Dycal’ın NeoPutty ve Biodentine’e göre anlamlı derecede yüksek mikroboşluk değerleri oluşturduğu ($p < 0,05$); NeoPutty ve Biodentine arasında ise anlamlı farklılık olmadığı görüldü.

Sonuç: TheraCal PT’nin en yüksek bağlanma dayanımı sergilediği, ancak dentine adaptasyonunun zayıf olduğu; NeoPutty’in bağlanma dayanımının düşük ancak dentine adaptasyonunun Biodentine, Dycal ve TheraCal PT’e göre üstün olduğu belirlendi.

Anahtar Kelimeler: makaslama dayanımı, taramalı elektron mikroskobu, pulpa kaplama, rezin kompozit, biyomateryaller

ABSTRACT

Ziylan, D. 2025. *Analysis of the bonding efficacy of pulp capping materials to dentin and composite resin*. PhD Thesis, Department of Pedodontics, Institute of Health Sciences, Istanbul University, Istanbul.

Purpose: The aim of this study was to evaluate the bond strength of four pulp capping materials (PCM) to composite resin and their adaptation to dentin.

Materials and Methods: NeoPutty (Nusmile,USA), TheraCal PT (Bisco,USA), Biodentine (Septodont,France), Dycal (Dentsply, USA) were applied to 4×2 mm cavities in 56 resin blocks according to manufacturers' instructions (n:14); and then Clearfil S3 Bond (Kuraray,Japan)-G-aenial Universal Injectable composite (GC,Japan) were applied to specimens. Shear bond strength was measured using Instron, fracture types were evaluated by stereomicroscope. For SEM analysis;PCM and adhesive-composite were applied to Class 1 cavities (4x4x5 mm) of 20 extracted molars (n:5). Dentin adaptation of PCM and size of microgaps were evaluated by SEM. Data were analyzed by Shapiro-Wilk, ANOVA, Tamhane, MonteCarlo-corrected Fisher Exact, Bonferroni-corrected-z, Kruskal–Wallis, Dunn's tests (IBM SPSS v23).

Results: The mean bond strength values (MPa) for NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal were found as, respectively, 13.191 ± 6.69 , 45.404 ± 12.224 , 23.397 ± 10.109 , 21.791 ± 4.743 (TheraCalPT>Biodentine>Dycal>NeoPutty). TheraCalPT showed significantly higher, NeoPutty exhibited significantly lower bond strength than the others ($p < 0.001$). Cohesive/biomaterial fractures for NeoPutty and mixed fractures for TheraCalPT were observed predominantly ($p < 0,001$). SEM analysis revealed the lowest mean microgaps for NeoPutty (NeoPutty<Biodentine<Dycal<TheraCalPT). TheraCalPT exhibited significantly higher microgap values compared to all others and Dycal showed significantly higher values than NeoPutty and Biodentine ($p < 0.05$). No significant difference in microgap values was found between NeoPutty and Biodentine.

Conclusion: TheraCal PT showed the highest bond strength however poor adaptation to dentin. In contrast, NeoPutty exhibited lower bond strength but better dentin adaptation than Biodentine, Dycal and TheraCal PT.

Keywords: shear bond strength, scanning electron microscope, pulp capping, composite resins, biocompatible materials

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çocuk dişhekimliğinde, vital pulpa tedavisi yaklaşımları dişlerin canlılığının ve fonksiyonlarının devam edebilmesi açısından önem taşımaktadır. Süt ve sürekli dişlerde derin dentin lezyonlarında uygulanabilen ve en terapötik vital pulpa tedavisi olarak tanımlanan kuafaj tedavilerinde kullanılan pulpa kaplama materyallerinin biyouyumluluğu, dentini indüklemeye kapasiteleri, antibakteriyel etkileri, dentine ve restoratif materyallere adaptasyon ve bağlanma özellikleri tedavi başarısında rol oynamaktadır (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Altunsoy ve ark., 2015; Cengiz ve Ulusoy, 2016; Gupta ve ark., 2016; Schwendicke ve ark., 2016; Jantararat ve ark., 2018; Kim ve ark., 2019; Akbıyık, 2020; Alhowaish ve ark., 2020; Bobby ve ark., 2020; Karadas ve Atıcı, 2020; Raina ve ark., 2020).

Pulpa kaplama materyallerinin dentin yüzeyine adaptasyonları ve restoratif materyallere bağlanmasına ilişkin olarak görülebilen yetersizliklerin tedavi başarısını olumsuz olarak etkilediği çalışmalarda vurgulanmaktadır. Materyallerin dentine adaptasyonlarının nitelikli olmaması sonucu oluşabilen mikroboşlukların mikrosızıntıya yol açarak postoperatif hassasiyete neden olabileceği, marjinal renklenme, sekonder çürük, pulpa enfeksiyonu, nekroz gibi komplikasyonların oluşabileceği ve ayrıca pulpa kaplama materyalleri üzerine uygulanan restoratif materyallerde gözlenebilen polimerizasyon büzülme stresinin bağlanma yüzeyinde mikroboşlukların oluşmasında etkili olabileceği bildirilmektedir (Peliz ve ark., 2005; Kaup ve ark., 2015; Münchow ve ark., 2018; Karadas ve Atıcı, 2020; Al Tuwirqi ve ark., 2021; Holiel ve Sedek, 2023).

Çocuklarda geçmişten günümüze kadar farklı içerikli pulpa kaplama materyallerinin kullanıldığı, günümüzde ise biyoseramik/kalsiyum silikat esaslı materyallerin tercih edildiği; NeoPutty MTA ve TheraCal PT'nin güncel pulpa kaplama materyalleri olarak vital pulpa tedavilerinde uygulanmasının önerildiği görülmektedir. NeoPutty MTA'nın biyouyumluluğu, rezin içermeyen formülü, antimikrobiyal etkisi ve önceden karıştırılarak uygulanmaya hazır özellikleri ile vital pulpa tedavilerinde başarı ile kullanılabileceği öne sürülmektedir (Lozano-Guillén ve ark., 2022; Soxman, 2022; Acharya ve ark., 2023; El- Refai, 2023; Kothari ve ark., 2024; Talekar ve ark., 2024; Yavuz ve ark., 2025).

TheraCal PT'nin güncel bir dual-cure rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı materyal olarak vital pulpa tedavileri için tasarlandığı ve dual-cure özelliğinin restoratif materyalin hemen uygulanmasına olanak tanınması nedeniyle klinik uygulamada avantaj sağladığı belirtilmektedir (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Quiñonez-Ruvalcaba ve ark., 2023; Baranwal ve ark., 2024; Gaber ve ark., 2024; Karaman ve ark., 2024).

Biodentine biyoaktif, biyouyumlu, yüksek mekanik dayanıklılık, hızlı sertleşme süresi özelliklerine sahip kalsiyum silikat esaslı bir materyal olarak vital pulpa tedavilerinde başarılı sonuçlar oluşturan bir materyal olarak bildirilmektedir (About, 2016; Gupta ve ark., 2016; Awawdeh ve ark., 2018; Barczak ve ark., 2020; Soxman, 2022; Bala Anusha ve ark., 2023). Vital pulpa tedavilerinde geleneksel pulpa kaplama materyali olarak tanımlanan kalsiyum hidroksitin ise biyoaktif, antibakteriyel, ekonomik ve uygulanması kolay bir materyal olarak günümüzde halen kliniklerde kullanıldığı görülmektedir (Kitasako ve ark., 2008; Komabayashi ve ark., 2016; Brizuela ve ark., 2017; Kunert ve Lukomska-Szymanska, 2020).

Pulpa kaplama materyallerinin üzerine farklı içerikli adezivlerin ve restoratif materyallerin uygulanması tedavi prognozunu etkileyebilmektedir. Günümüzde, tek aşamalı self-etch adeziv sistem olan ve 10-MDP monomeri içeren Clearfil S3 Bond'un teknik hassasiyetinin düşük olması, kolay uygulanabilmesi ve pulpa kaplama materyali ile kimyasal bağ oluşturabilmesi (Schwendicke ve ark., 2016; Hardan ve ark., 2022; Pimentel De Oliveira ve ark., 2022; El- Refai, 2023; Arandi, 2024); G-aenial Universal Injectable'ın düşük viskoziteli, ultra ince baryum partiküllü, silan kaplama teknolojisine sahip, yüksek dayanıklılık, aşınmaya dirençli bir akışkan kompozit rezin özelliklerine sahip olabilmesi nedeniyle restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir (Chaichalothorn ve ark., 2021; Ludovichetti ve ark., 2022; Kamel ve ark., 2024; Rajabi ve ark., 2024).

Dental materyallerin diş dokularına ve restoratif materyallere bağlanma özelliklerinin SEM, bağlanma dayanım testleri, mikro-CT, OCT, stereomikroskop gibi farklı yöntemler ile incelenemediği; bağlanma dayanım testlerinin ise in-vitro çalışmalarda en çok kullanılan yöntemler olduğu belirtilmektedir (Ishikawa ve ark., 2007; Van Meerbeek ve ark., 2010; Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; Deepa ve ark., 2016; Bortolotto ve ark., 2017; Jantararat ve ark., 2018; Bansal ve ark., 2019; Jain ve Tiku, 2019; Keleş ve Şimşek Derelioğlu, 2019; Zarean ve ark., 2019; Alhowaish ve ark., 2020; Bobby ve ark., 2020; Raina ve ark., 2020; Chisnoiu ve ark., 2021; Palma ve ark., 2021; Kudva ve ark., 2022; Alzahrani ve ark., 2023; Bala Anusha ve ark., 2023; El-

Refai, 2023; Falakaloğlu ve ark., 2023; Kharouba ve ark., 2023; Radeva ve Uzunov, 2023; Jäggi ve ark., 2024; Karaman ve ark., 2024; Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

Literatürde; güncel pulpa kaplama materyalleri olarak tanımlanan NeoPutty ve TheraCal PT'nin dentine adaptasyonlarına ve restoratif materyallere bağlanma dayanımlarına ilişkin çalışmaların yeterli olmadığı; akışkan kompozit G-ænial Universal Injectable ve Clearfil S3 Bond'un pulpa kaplama materyallerine bağlanma dayanımı özelliklerinin değerlendirilmediği görülmektedir.

Bu tez çalışmasında, çocuklarda pulpa kaplama materyali olarak kullanılabileceği bildirilen NeoPutty MTA, TheraCal PT, Biodentine ve geleneksel pulpa kaplama materyali kalsiyum hidroksitin (Dycal), self-etch adeziv Clearfil S3 Bond ile akışkan rezin kompozit G-ænial Universal Injectable'a bağlanma özelliklerinin makaslama bağlanma dayanım testi ile incelenmesi, oluşan kırık tiplerinin stereomikroskopta değerlendirilmesi ve pulpa kaplama materyallerinin sürekli dişlerde dentin dokusuna adaptasyon özelliklerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile analizi amaçlanmıştır.

Çalışmanın H0 hipotezi NeoPutty MTA, TheraCal PT, Biodentine, Dycal pulpa kaplama materyallerinin dentin dokusuna ve kompozit rezine bağlanma özelliklerinde anlamlı farklılık yoktur; H1 hipotezi NeoPutty MTA, TheraCal PT, Biodentine, Dycal pulpa kaplama materyallerinin dentin dokusuna ve kompozit rezine bağlanma özelliklerinde anlamlı farklılık vardır, şeklinde belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Dokusu

Diş dokusu; sinir ve damar ağını içeren pulpa ve dentin kompleksi, mineralize mine tabakası ile sement dokusundan oluşur ve periodontal ligament aracılığı ile alveolar kemik soketine bağlanır (Goldberg ve ark., 2011; Nanci, 2017).

Dişin anatomik dış yüzeyini kaplayan, dişin şeklini, konturunu belirleyen ve vücuttaki en sert doku olarak tanımlanan mine dokusunun %96'sı inorganik mineral olan hidroksiapatit kristalden ve %4'ü su ve organik maddeden oluşur (Chatzistavrou ve ark., 2012; Nanci, 2017).

Dentin dokusu, odontoblastların sitoplazmik uzantılarını içeren çok sayıda dentin tübülleri ile karakterize mineralize matriks olarak tanımlanabilir. Dentin dokusu mineden daha az mineralize olmasına karşın kemik ya da sementten daha fazla mineralizedir (Goldberg ve ark., 2011). Dentin ağırlığının %72'si inorganik, %18'i kollajen ve %2'si diğer organik materyallerden oluşur (Hillson, 2009). Ancak bu dağılım farklı özellikler taşıyan dentin dokusunda farklılıklar oluşturabilir (Goldberg ve ark., 2011). Dentin dokusunun inorganik bileşeninin çoğu yaklaşık 20-100 nm uzunluğunda kristalitleri olan apatit minerali içerir; ayrıca apatit dışında amorf kalsiyum fosfat da bulunabilir (Hillson, 2009; Tang ve ark., 2015). Dentinin organik bileşeni, yaklaşık %90 oranında kollajen lifler ve daha az oranda kollajen olmayan matriks proteinlerinden oluşur (Hillson, 2009; Nanci, 2017). Dentin kollajen lifleri yüksek gerilme direncine sahiptir ve dentin tübüllerinin yüzeyini kaplar (Farooq ve ark., 2021).

Diş pulpası, dişin merkezini kaplayan yumuşak bir bağ dokusudur; pulpa odası ve kök kanalında yer alır. Pulpa odası anatomik kuronun şeklini takip eder ve özellikle küçük azı dişlerin bukkal ve büyük azı dişlerin meziobukkal tüberkülleri altında belirgin pulpa boynuzları görülebilir (Nanci, 2017). Kök kanal sistemi pulpa ile periodontal ligamanın birleştiği, sinir ve damarların diş dokusuna bağlandığı apikal foramende sonlanır. Diş gelişimi tamamlandıkça çapı giderek küçülen apikal foramen kökün en ucunda ya da anatomik apekte yer alabilir ancak genellikle apekten biraz daha oklüzalda (0,5 ila 0,75 mm) gözlenir. Kökte birden fazla foramen varsa en büyüğü apikal foramen, diğerleri ise aksesuar foramen olarak tanımlanır (Nanci, 2017; Rotstein ve Ingle, 2019).

Pulpa ve periodontal dokular arasında mevcut olabilen lateral kanallar farklı diş tiplerinde farklı sıklıkta görülebilir. Apikal foramenin ve lateral kanalların pulpa dokusu ile periodonsiyum arasında iletişimi sağlamaları nedeniyle pulpa hastalıkları periodontal dokularda değişikliklere, periodonsiyum hastalıkları ise daha seyrek olarak pulpa dokusunu etkileyebilir (Nanci, 2017; Rotstein ve Ingle, 2019).

Dentin dokusu; mineralize hücre dışı dentin matriksinden ve mineralize dentine nüfuz eden, sitoplazmik uzantıları bulunan, predentin-dentini oluşturan odontoblastlardan ve dentin sıvısı içeren fonksiyonel dentinden meydana gelir (Tjäderhane ve ark., 2009; Chandra ve ark., 2010; Nanci, 2017).

Dentin dokusunda ilk önce predentin adı verilen, kalınlığı 10-50 µm arasında değişen, mineralize olmayan bir matris tabakası olarak oluşur. Predentin esas olarak kollajenden meydana gelir ve kemikteki osteoide benzediği belirtilir. Predentin, çeşitli kollajen dışı matris proteinlerinin sentezi ile mineralize olur. Dentin mineralizasyonu sırasında kollajen organik matris içerisinde kristalitler tohumlanır. Kristalit tohumlanması matriks kesecikleri olarak adlandırılan mikroskobik boşluklarda gerçekleşir ve kristalitler her kesecik içindeki tek tohumlanma noktasından radyal olarak büyüyerek kesecik duvarlarını yırtar. Merkezden her yöne yayılan kristaller kalkosferitler olarak adlandırılır. Kalkosferitlerin dentin tübüleri, peritübüler matriks, kollajen liflerden etkilenmediği ve kristalitlerin intertübüler matrisin içeriğinde olduğu öne sürülür. Peritübüler matrisin mineralizasyonu bağımsız olarak ilerler, yüksek derecede mineralizasyon ile sonuçlanır (Hillson, 2009; Chandra ve ark., 2010).

Mineralize dentin mineralize olmayan matrisin eklenmesi ile dengelenir ve bu şekilde predentin kalınlığı sabit kalır. Predentin kalınlığı aktif dentinogenezin olduğu zamanlarda fazladır ancak yaşla birlikte azalır (Nanci, 2017). Odontoblast hücresi dentin oluşumu için materyal salgılamak ve gelecekteki konumuna doğru ilerlerken arkasında Tomes lifi olarak adlandırılan bir uzantı bırakır. Uzantı etrafında bir tübül oluşur ve her tübül mineralize peritübüler dentin ile kaplanır (Tang ve ark., 2015).

Dentin tübüleri odontoblastik uzantılar, dentin sıvısı ve afferent sinir terminalleri içerir (Farooq ve ark., 2021). Minenin yakınında tübülerin çapı 1 µm'den küçüktür, ancak pulpa odasının yakınında 2-3 µm çapında olurlar (Tang ve ark., 2015). Tübüller arasında bulunan dentin intertübüler dentin ve tübüllerin duvarlarında oluşarak lümeni daraltan dentin ise peritübüler dentin olarak tanımlanır (Farooq ve ark., 2021). İntertübüler dentin

dentin tübülleri arasında bulunan mineralize kollajen matristir. Patolojik ya da fizyolojik nedenler ile zaman içinde tübüller giderek intratübüler dentin ile dolar. Tübüllerin sinir terminalleri içermesi sebebiyle duyuşal bir işlevi de mevcuttur. Pulpa odasında bulunan sinirlerin terminal uçları tarafından innerve edilirler ve pulpa sinirlerindeki mekanoreseptörleri tetikleyebilen sıvı içerirler (Tang ve ark., 2015).

Dentin kemikten daha sert, mineden ise daha yumuşaktır. Bu fark ile dentin, mineden daha radyolüsent, pulpadan daha radyopak görünerek radyografilerde kolaylıkla ayırt edilebilir. Işık, ince, yüksek mineralli mineden kolayca geçebildiğinden ve alttaki sarımsı dentin tarafından yansıtılabildiğinden, dişin kuron kısmı da bu rengi alır. Minenin daha kalın seyrettiği bölgeler, ışığın kolayca geçmesine izin vermez ve bu alanlarda diş daha beyaz görünür. Pulpa hastalığı olan ya da diş pulpası olmayan dişlerde sıklıkla dentin renginde bozulma nedeni ile kuronda renkleşme görülür (Nanci, 2017).

2.1.1. Primer Dentin

Primer dentin, organik matriksin (predentin) salgılanması ve matriks içinde kristalitlerin oluşması ile iki aşamada meydana gelir ve pulpa odasını çevreleyen dentin olarak da adlandırılabilir. Organik matriks gelişmiş dentin dokusunun içinde mine matriksinin aksine ortadan kaldırılmadan kalır. Gelişmekte olan dentin dokusunda, odontoblast tabakasının önünde bitişik predentin oluşumu ve dokunun 10-40 µm daha derininde mineralizasyon alanı gözlenir. İlk predentin matriksi manto dentin olarak adlandırılır. Erken aşamada odontoblast uzantıları ince dallara ayrılır ve dentin tübüllerin içine konumlanır. Manto dentin dentin tübüllerine paralel uzanan von Korff lileri adı verilen kollajen lif demetlerine de sahiptir. Manto dentin matriksi oluşumu sonrasında intertübüler dentin ve peritübüler dentin olmak üzere ana dentin matriksi meydana gelir (Hillson, 2009).

Primer dentin oluşumundan sonra çok daha yavaş bir hızda sekonder dentin oluşumu gerçekleşir (Romagnoli ve ark., 1990). Primer ve sekonder dentin, aynı odontoblast hücreleri tarafından oluşturulduğundan yapı olarak benzerdir (Tang ve ark., 2015). Primer dentinogenezden sekonder dentinogeneze geçişi yansıtan odontoblast aktivitesindeki mutlak değişim noktasının tam olarak tanımlanamamış olması terminolojide belirsizlik oluşturmuştur. Primer dentinogenezin kuron tamamlandığında sona erdiği varsayılmakla birlikte dişlerde kök oluşumunun tamamlanması ile sona erdiği de öne sürülmektedir (Romagnoli ve ark., 1990).

2.1.2. Sekonder Dentin

Sekonder dentin, kök oluşumunun tamamlanmasından sonra odontoblastlar tarafından yavaş bir süreçte meydana gelen dentindir. Sekonder dentin daha az düzenli olmasına rağmen genellikle primer dentin ile devam eden tübüler bir yapıya sahiptir (Tjäderhane ve ark., 2009; Tang ve ark., 2015). Sekonder dentinin özellikle azı dişlerinde pulpa odasının çevresinde eşit şekilde oluşmaması, pulpa odasının tavanında ve tabanında daha fazla mineralize olması, pulpa dokusunun boyutunda ve şeklinde asimetrik bir azalmaya neden olmaktadır. Klinik olarak pulpa çekilmesi olarak adlandırılan pulpa dokusunda gözlenen bu değişiklikler, histolojik kesitlerde ve radyografilerde kolaylıkla tespit edilebilmekte ve belirli restoratif prosedürlerde kavite preparasyon şeklinin belirlenmesinde önem taşımaktadır (Nanci, 2017).

2.1.3. Tersiyer Dentin

Tersiyer dentin, çürük, travma, erozyon, aşınma, kavite hazırlığı gibi uyaranlara yanıt olarak pulpa dokusunda mineralize doku bariyer kalınlığının artırılması amacıyla oluşur (Tjäderhane ve ark., 2009; Tang ve ark., 2015). Pulpa-dentin sınırı boyunca oluşan primer ya da sekonder dentinin aksine, tersiyer dentin patolojik uyarandan etkilenen hücreler tarafından meydana gelir ve normal dentine göre daha düzensiz-yoğun yapıya sahiptir (Farooq ve ark., 2021). Tersiyer dentinin niteliği ve niceliği uyarının şiddeti ve süresi ile ilişkilidir. Tersiyer dentin tübüllere sahip olabilir, tübüller seyrek ve düzensiz olabilir ya da hiç tübül bulunmayabilir (Nanci, 2017). Tersiyer dentin reaksiyoner dentin ya da reparatif dentin olarak görülebilir.

2.1.3.1. Reaksiyoner Dentin

Reaksiyoner dentin, önceden var olan odontoblastlar tarafından odontoblastların hiperplastik hale geldiği ve koruyucu bir mekanizma olarak dış uyarıya tepki olarak fazla doku biriktirdiği olgularda oluşur (Tang ve ark., 2015; Nanci, 2017; Farooq ve ark., 2021) ve genellikle hafif yoğunluktaki yaralanmalara yanıt olarak gelişir (Smith ve Lesot, 2001). Bu dentin tipi, primer ve sekonder dentin ile benzer bir yapı sergilemekle birlikte daha düzensiz bir organizasyon ve daha hızlı mineralizasyon özellikleri taşır (Goldberg ve Smith, 2004). Reaksiyoner dentin oluşumu, restoratif işlemler sırasında pulpa dokusunun korunması ve tedaviye yanıt olarak dentin oluşumunun teşvik edilmesi açısından önem taşır (Tziafas, 1994).

2.1.3.2. Reparatif Dentin

Reparatif dentin, patolojik uyaran varlığında ve odontoblastların zarar gördüğü olgularda pulpadaki farklılaşmamış hücrelerin yeni odontoblastlara dönüşerek dentin dokusunu salgılaması ile oluşmaktadır (Smith ve Lesot, 2001; Farooq ve ark., 2021).

Odontoblast benzeri hücreler tarafından oluşturulan reparatif dentin genellikle atübüler olduğundan, tübüler dentin ile pulpa dokusu arasında bir bariyer niteliği taşıyabilmektedir (Tang ve ark., 2015; Nanci, 2017). Reparatif dentin mikrobiyal bileşenlerin pulpa ya nüfuz etmesini engellese bile, dentin-pulpa kompleksi savunma reaksiyonlarını tetiklemediğinden çürük pulpa ya doğru ilerleyebilmekte; tübüler yapıya sahip reaksiyoner dentin oluşumu ise daha çok tercih edilmektedir (Tjäderhane ve ark., 2009). Pulpa tedavilerinde rejenerasyon amacı ile uygulanan mineral trioksit agregat ya da kalsiyum hidroksit gibi pulpa kaplama materyalleri reparatif dentin oluşumunu indüklemektedir (Farooq ve ark., 2021).

2.2. Vital Pulpa Tedavileri

Vital pulpa tedavileri, diş çürükleri, travma, restoratif işlemler ya da iatrojenik nedenlerle zarar görmüş ancak canlılığını kaybetmemiş pulpa dokusunun iyileşmesinin ve vitalitesinin korunmasının amaçlandığı tedavi yaklaşımlarıdır (Hanna ve ark., 2020).

Vital pulpa tedavilerinde pulpa vitalitesinin ve fonksiyonunun sürdürülmesinde pulpa-dentin rejenerasyonunun teşvik edilmesi ve derin kavitelerde transdentinal uyarım yoluyla tersiyer dentin oluşumunun indüklenmesi stratejileri önem taşır (Tziafas, 2010).

Çocuklarda vital pulpa tedavileri kök gelişimlerinin tamamlanmadığı genç sürekli dişlerde ve süt dişlerinde sıklıkla uygulanmaktadır (Coll ve ark., 2017). Genç sürekli dişlerde uygulanan vital pulpa tedavileri ile kök gelişimi desteklenerek dişin fonksiyonel ve yapısal gelişiminin tamamlanmasına olanak sağlanmaktadır. Pulpa dokusunun çocuklarda yetişkinlere göre daha yüksek iyileşme kapasitesine sahip olması da uygulanan vital pulpa tedavilerinin başarısını ve önemini artırmaktadır (Ward, 2002; Hanna ve ark., 2020).

Vital pulpa tedavi prosedüründe öncelikle lokal iritan uzaklaştırılmakta ve biyouyumlu ve biyoaktif özelliğe sahip bir materyal pulpa yüzeyine direkt ya da indirekt olarak uygulanmaktadır. Pulpa kaplama materyallerinin, pulpaya komşu mikroorganizmalar üzerinde antimikrobiyal etkiler göstermesi, çürük lezyonlarından kaynaklanan asidik ortamın nötralizasyonunu sağlaması, dentin dokusunun remineralizasyonunu desteklemesi ve tersiyer dentin oluşumunu teşvik edecek şekilde pulpa dokusunu stimüle etmesi beklenmektedir (Akhlaghi ve Khademi, 2015).

Amerikan Çocuk Dişhekimliği Akademisi (AAPD); vital pulpa tedavilerinde başarının, doğru tanı konulmasına, uygun klinik protokollerin uygulanmasına ve kullanılan materyallerin özelliklerine bağlı olduğunu bildirmektedir. Vital pulpa tedavi yaklaşımlarında başarının; pulpa vitalitesinin doğru teşhisi, pulpada geri dönüşümsüz inflamasyon ya da enfeksiyon belirtilerinin bulunmaması, spontan ağrının olmaması, sağlıklı bir periodontal doku varlığı, pulpa ekspoz bölgesinin niteliği ve niceliği, kanama rengi ve miktarı, dişin yaşı, aseptik ortam, biyouyumlu ve biyoaktif kaplama materyallerinin kullanımı, mikrosızıntının önlenilebileceği nitelikli retorasyon prosedürü gibi kriterlere bağlı olduğu vurgulanmaktadır (Ghoddusi ve ark., 2013; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024).

Vital pulpa tedavisi sonrası başarı, klinik ve radyografik kriterler doğrultusunda değerlendirilir. Pulpa dokusunun canlılığını koruması ve minimal inflamatuvar yanıt, pulpa-dentin sınırında dentin köprüsü oluşumu, tedavinin biyolojik etkinliğini gösterir. Postoperatif dönemde klinik ve radyografik patolojik bulguların yokluğu ise klinik ve radyografik başarıyı belirtir. Kök gelişimi tamamlanmamış dişlerde apeksogenezisin gerçekleşmesi ise vital pulpa tedavisinin uzun dönem başarısının önemli bir göstergesi olarak değerlendirilir (Cohenca ve ark., 2013; Edwards ve ark., 2021).

Dammaschke ve arkadaşları, genç yaş grubunda tedavi edilen dişlerde daha yüksek başarı oranlarına ulaşıldığı, yaş ilerledikçe başarı oranlarının düştüğünü öne sürmüşlerdir (Dammaschke, 2010).

Asgary ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği 5 yıllık çok merkezli randomize klinik çalışmada; kalsiyumdan zenginleştirilmiş karışım simanı (CEM) ile yapılan vital pulpa tedavisi ile kök kanal tedavisi başarısı karşılaştırılmıştır. Çalışmada, her iki tedavi yönteminin de benzer başarı oranları gösterdiği ve 6-60 aylık takiplerin olumlu sonuçları

göz önüne alındığında vital pulpa tedavisinin, basit, minimal invaziv, uygun maliyetli ve biyolojik bir yaklaşım olduğu bildirilmiştir (Asgary ve ark., 2015).

Iaculli ve arkadaşları, olgun sürekli dişlerde vital pulpa tedavilerinin etkinliğini değerlendirmişler, doğru tanının ve uygun materyal seçiminin önemini vurgulamışlardır. Vital pulpa tedavilerinin yalnızca geri dönüşümlü pulpitis tanısı konmuş olgun sürekli dişlerde değil, aynı zamanda geri dönüşümsüz pulpitis belirtileri gösteren sürekli dişlerde de başarıyla uygulanabileceği, hidrolik kalsiyum silikat simanların pro-enflamatuar mediyatörlerin azalması ve post-operatif ağrı açısından olumlu sonuçlar gösterdiği belirtilmiştir (Iaculli ve ark., 2022).

Santos ve arkadaşlarının yaptığı sistematik bir incelemede, kalsiyum silikat simanları ile uygulanan vital pulpa tedavisinin, semptomatik geri dönüşümsüz pulpitis tanılı olgun sürekli dişlerde %81-90 radyografik başarı oranları gösterdiği; vital pulpa tedavisi ve kanal tedavisi uygulanan dişlerde birinci ve beşinci yılda benzer başarı oranları elde edildiği rapor edilmiştir (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Ricucci ve ark., 2019; Santos ve ark., 2021).

Pulpada iyileşme süreçlerini destekleyen yaklaşımlar olarak tanımlanan vital pulpa tedavileri; indirekt pulpa kuafajı, direkt pulpa kuafajı ve pulpotomi olarak tanımlanabilmektedir.

2.2.1. İndirekt Pulpa Kuafajı

İndirekt pulpa kuafajı, derin dentin lezyonlarında pulpanın açılmasını önleyen, pulpa-dentin kompleksinin korunmasını ve iyileştirilmesini amaçlayan vital pulpa tedavisi yaklaşımıdır. İndirekt pulpa kuafajı tedavisinde enfekte dentin tabakası kaldırılmakta; ancak remineralizasyon potansiyeline sahip demineralize dentin yerinde bırakılmaktadır (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Ricucci ve ark., 2019).

Geleneksel tedavi yaklaşımlarında çürük dokusunun tamamının kaldırılması ve dentinin pulpaya kadar temizlenmesi hedeflenmekte; ancak bu durum pulpaya zarar verme riskini artırabilmektedir (Schwendicke ve ark., 2013; Hoefler ve ark., 2016). İndirekt pulpa kuafajında yalnızca enfekte dentin uzaklaştırılarak pulpaya komşu etkilenmiş dentin dokusunun korunması sağlandığı için yöntem konservatif bir yaklaşım olarak tanımlanmaktadır. Etkilenmiş dentin tabakasının korunması ve biyoyumlu materyal ile kaplanması tersiyer dentin oluşumunu indükleyerek dişin doğal savunma

mekanizmalarını desteklemektedir (Schwendicke ve ark., 2013; Akhlaghi ve Khademi, 2015; Duncan ve ark., 2019).

Genç sürekli dişlerde uygulanan indirekt pulpa kuafajı, pulpa vitalitesini koruyarak kök gelişiminin tamamlanmasını destekleyen etkili bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Fuks ve ark., 2010; Schwendicke ve ark., 2013; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024). Pulpa dokusuna yakın derin dentin çürüğü olan ve geri dönüşümlü inflamasyon tanılı dişlerde uygulandığında tedavi prognozu başarılı olabilmektedir. Spontan, şiddetli ağrı, perküsyon duyarlılığı gibi pulpada geri dönüşü olmayan inflamasyon belirtilerinde, nekroz, fistül, periodontal şişlik gibi pulpal/periapikal patolojik durumlarda indirekt pulpa tedavisinin uygulanmasının kontrendike olduğu bildirilmektedir (Hilton, 2009; Alfaisal ve ark., 2024; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024).

İndirekt pulpa kuafajı tek aşamalı selektif ekskavasyon ya da iki aşamalı selektif ekskavasyon olarak iki farklı prosedür ile uygulanabilmektedir. Tek aşamalı selektif ekskavasyon yöntemi, enfekte dentin dokusunun tek seansta uzaklaştırılmasını ve pulpaya komşu etkilenmiş dentin tabakasının korunmasını içerir. Bu yöntemde; pulpaya en yakın dentin yüzeyi biyouyumlu bir materyal ile kaplanır ve aynı seans hermetik bir restorasyon uygulanarak bakteriyel sızıntının engellenmesi hedeflenir. Tedavi süresinin kısalığı ve hasta uyumunun yüksek olması yöntemin avantajları, rezidüel çürük dokusunun bırakılması ile sekonder çürük görülme riski ise yöntemin dezavantajı olarak belirtilir (Bjørndal ve ark., 2010; Schwendicke ve ark., 2013).

İki aşamalı selektif ekskavasyon yönteminde; ilk seansta pulpaya yakın bölgede bulunan enfekte dentin dokusu bırakılarak üzeri pulpa kaplama materyali örtülür ve geçici restorasyon uygulanır. 6-8 haftalık bekleme süresi sonrası diş yeniden açılarak kalan çürük dokusu temizlenir, pulpa kaplama materyali uygulanır ve kalıcı restorasyon yapılır. Bu yöntem, pulpa üzerindeki stresi azaltarak tersiyer dentin oluşumunu teşvik eder ve pulpa vitalitesinin korunma olasılığını artırır. Ancak, tedavi süresinin uzunluğu, hasta uyumunu zorlaştırması ve geçici restorasyonun mikrosızıntıya karşı daha savunmasız olması gibi dezavantajları bulunur (Schwendicke ve ark., 2013; Maltz ve ark., 2018).

İndirekt pulpa kuafajının uzun dönem başarı oranlarının artırılması için mikrosızıntı oluşturmayacak restorasyonun uygulanması ve tedavi sonrası düzenli takiplerin yapılması önerilir (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Maltz ve ark., 2018).

Maltz ve arkadaşlarının yaptığı 5 yıllık randomize kontrollü bir çalışmada, tek aşamalı indirekt pulpa kuafajının uzun dönem başarısı ve pulpa vitalitesini koruma etkisi gösterilmiştir (Maltz ve ark., 2018). Bjørndal ve arkadaşları (2010) iki aşamalı ekskavasyon ile tek aşamalı ekskavasyon yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada, her iki yöntemin de benzer başarı oranlarına sahip olduğunu, ancak tek aşamalı yöntemin hasta uyumu açısından daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Bjørndal ve ark., 2010).

Schwendicke ve arkadaşları tarafından yapılan bir sistematik derlemede, indirekt pulpa kuafajının derin çürük lezyonlarının yönetiminde etkili bir yöntem olduğu ve pulpa ekspozu riskini azalttığı vurgulanmıştır. Tek aşamalı yöntemin iki aşamalı yöntemle kıyasla pulpanın açığa çıkma riskini ve postoperatif semptomları azalttığı, kullanılan biyouyumlu materyallerin tedavi başarısını olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir (Schwendicke ve ark., 2013).

Hayashi ve arkadaşlarının yaptığı sistematik incelemede, iki aşamalı ekskavasyonun, derin çürüklerde pulpa korunmasında etkili olduğu belirtilmiştir. Çalışmada, kalsiyum hidroksit, antimikrobiyaller ve tanen-florür ile kombine edilen polikarboksilat simanın, iki aşamalı ekskavasyon sonrasında kalan çürük dentinin remineralizasyonunu desteklediği ve bakteriyel yükü azalttığı vurgulanmıştır. Araştırmacılar, iki aşamalı ekskavasyonda çürük dentinin en uygun şekilde uzaklaştırılmasının sağlanması için daha yüksek nitelikli klinik çalışmalara gereksinim olduğunu öne sürmüşlerdir (Hayashi ve ark., 2011).

2.2.2. Direkt Pulpa Kuafajı

Direkt pulpa kuafajı, travmatik ya da mekanik nedenlere bağlı olarak pulpa ekspozu oluşan dişlerde pulpa-dentin kompleksinin korunmasını ve iyileşmesini amaçlayan bir vital pulpa tedavisidir (Tziafas, 2004; Cohenca ve ark., 2013; Dean ve ark., 2016). Direkt pulpa kuafajında, açılan pulpa bölgesine biyouyumlu ve biyoaktif pulpa kaplama materyali uygulanarak pulpanın enfeksiyondan korunması ve tersiyer dentin oluşumunun indüklenmesi hedeflenir (Tziafas, 2004). Bu yöntem, özellikle küçük çaplı pulpa açılmalarında uygulanmakta ve pulpa dokusunun bütünlüğü korunarak doğal pulpa

fonksiyonları sürdürülebilmektedir (Tziafas, 2004; Cohenca ve ark., 2013; Dean ve ark., 2016).

Direkt pulpa kuafajı, genç sürekli dişlerde kök gelişiminin devam etmesini desteklemesi nedeniyle önemli bir tedavi yaklaşımı olarak değerlendirilir (Hilton, 2009; Cohenca ve ark., 2013). Direkt pulpa kuafajı, özellikle genç sürekli dişlerde küçük ve kontrollü pulpa ekspozlarında uygulanması önerilir (Cohenca ve ark., 2013). Travmatik yaralanmalar ya da iatrojenik nedenlerle oluşan vital pulpa maruziyetleri, sağlıklı ya da geri dönüşümlü pulpitis belirtileri gösteren ve kanama kontrolü sağlanabilen durumlar, spontan ağrı olmaması, radyografik bulguların normal olması direkt pulpa kuafajı için uygun endikasyonları oluşturur (Cohenca ve ark., 2013; Akhlaghi ve Khademi, 2015). Ancak, geniş pulpa ekspozu sebebiyle açığa çıkan pulpanın enfekte olması, spontan ağrı varlığı, pulpada geri dönüşümsüz inflamasyon belirtileri, nekroz, periradiküler patolojik radyografik bulgular, pulpa odası kalsifikasyonları, hemostaz sağlanamayan şiddetli kanama, eksuda varlığı gibi durumlar direkt pulpa kuafajı için kontrendikasyon olarak kabul edilir. Bu tür olgularda pulpa vitalitesinin korunması mümkün olmadığından alternatif tedavi yaklaşımları tercih edilmelidir (Dammashke, 2008; Cohenca ve ark., 2013; Komabayashi ve ark., 2016; Islam ve ark., 2023).

Tedavide başarı oranı, pulpa sağlığının klinik ve radyografik açıdan doğru bir şekilde değerlendirilmesinin yanısıra aseptik koşulların sağlanması, kanama kontrolü ve uygun materyal seçimi ile ilişkilidir (Akhlaghi ve Khademi, 2015; Ricucci ve ark., 2019). Direkt pulpa tedavisi başarısını etkileyen faktörler arasında mikroorganizmalar da önemli rol oynar. Kavitede kalan ya da restorasyon marjinlerinden sızan bakteriler nedeniyle tedavide başarısızlık görülebilir. Bu nedenle tedavi; aseptik koşullarda gerçekleştirilmeli, lastik örtü kullanılmalı, polimerizasyon büzülmesi dikkate alınarak hermetik restorasyon ile prosedür kısa sürede tamamlanmalıdır. Kullanılacak materyalin biyouyumluluğu, antimikrobiyal özellikleri, dentin köprüsü oluşumunu teşvik etme yeteneği tedavi başarısını arttıran diğer faktörlerdir (Tziafas, 2010; Cohenca ve ark., 2013; Ghoddusi ve ark., 2013; Akhlaghi ve Khademi, 2015).

Direkt pulpa kuafajının uygulanabilirliği, genellikle pulpada geri dönüşümsüz inflamasyon belirtilerinin bulunmamasına ve pulpa ekspozunun mekanik ya da travmatik nedenlere dayanmasına bağlıdır. Klinik olarak spontan ağrı, periapikal patoloji, geniş pulpa maruziyeti gibi durumlar bu tedavi yönteminin uygulanmasını kısıtlayan

faktörlerdir. Çalışmalarda, mekanik nedenler ile pulpanın açıldığı olgularda, direkt pulpa kaplama tedavisinin uygulanmasının dişin sağ kalım oranını artırabileceğini göstermiştir (Hilton, 2009; Cohenca ve ark., 2013; Ricucci ve ark., 2019).

Direkt pulpa kuafajı uygulamasında periferdeki çürüğün uzaklaştırılmasının ardından derin çürük doku temizlenmeli ve pulpadaki kanama, steril salin veya sodyum hipoklorit ile nemlendirilmiş steril pamuk bir peletle kontrol altına alınmalıdır. Bu prosedür, hemostazın sağlanmasının yanı sıra kavite yüzeyinin dezenfeksiyonu açısından da önem taşır. Kanama kontrolü sağlandıktan sonra, pulpa dokusunun üzerine pulpa içine baskı yapmadan biyouyumlu bir materyal uygulanır ve mikrosızıntının önleneceği nitelikli bir sürekli restorasyon gerçekleştirilir (Hilton, 2009; Ricucci ve ark., 2019).

Bogen ve arkadaşları, direkt kuafaj tedavisinde mineral trioksit agregat uyguladıkları dişleri uzun süreli takip etmişler; 49 dişin %97,96'sında olumlu sonuçlar elde edildiğini ve tüm genç sürekli dişlerde kök gelişiminin tamamlandığını bildirmişlerdir (Bogen ve ark., 2008).

Mente ve arkadaşlarının retrospektif çalışmasında, MTA ile direkt pulpa kuafajı yapılan dişlerin %78'inin başarılı sonuçlar verdiği, kalsiyum hidroksit kullanılan dişlerde ise bu oranın %60 olduğu saptanmıştır. Çalışmada, tedavi sonrası sürekli restorasyonun hızlı bir şekilde tamamlanmasının başarı oranını artırdığı vurgulanmıştır (Mente ve ark., 2010).

2.2.3. Pulpotomi

Pulpotomi, koronal pulpanın kısmen ya da total olarak çıkarılması ve geride kalan sağlıklı pulpa dokusunun korunmasını amaçlayan vital pulpa tedavisi yaklaşımıdır (Chen ve ark., 2019; Cushley ve ark., 2019; Sadaf, 2020; Igna, 2021).

Çocuklarda süt ve genç sürekli dişlerde sıklıkla uygulanan pulpotomi yöntemleri; ağrı, perküsyonda hassasiyet, apse, şişlik, fistül, patolojik mobilité, periradiküler radyografik bulgular görülmeyen dişlerde ve amputasyon bölgesinde açık kırmızı renkte ve 3-4 dakika içinde kontrol edilebilir şiddette kanamanın olduğu olgularda uygulanmalıdır. Kalp defektleri-hastalıkları, kronik böbrek hastalıkları gibi sistemik hastalıkları bulunan çocuklarda, restore edilemeyecek kadar geniş madde kaybı bulunan dişlerde, kanama kontrolünün sağlanamadığı olgularda, şişlik, fistül, mobilité, perküsyona duyarlılık gibi klinik bulgulara, iç-dış rezorpsiyon olgularında, periradiküler

patolojik radyografik bulgularda pulpotomi uygulanması kontrendikedir (Cartı, 2015; Igna, 2021).

Parsiyel pulpotomi; koronal pulpa dokusunun yüzeyel 2-3 mm'lik kısmının çıkarılmasını ve kalan sağlıklı koronal pulpa dokusuna biyomateriyal uygulanmasını içerir. Asemptomatik pulpa ekspozlarında uygulanan bu yaklaşımda kontamine yüzeyel pulpa dokusunun kaldırılması ve kalan pulpa dokusunun canlılığının korunması amaçlanır (Duncan ve ark., 2019; Ricucci ve ark., 2019; Edwards ve ark., 2021).

1978 yılında ilk kez Cvek tarafından uygulanan bu yaklaşım travma ya da iyatrojenik nedenlerle açığa çıkan pulpa dokusunun tedavisinde uygulanır. Direkt pulpa kuafajında pulpa yüzeyinde inflamasyonun tamamen kaldırılmasının mümkün olamayabildiği; bu nedenle, yüzeyel dokunun çıkarılarak parsiyel pulpotomi uygulamasının avantaj oluşturabildiği öne sürülür (Chailertvanitkul ve ark., 2014).

Total pulpotomi; koronal pulpa dokusunun tamamen çıkarılması ve sağlıklı kök pulpa dokusu üzerine biyomateriyalin uygulanması yaklaşımı olarak tanımlanabilir. Çocuklarda süt ve genç sürekli dişlerde sıklıkla uygulanan bu yaklaşımda, kök pulpa dokusunun canlılığının korunması amaçlanır (Duncan ve ark., 2019; Ricucci ve ark., 2019).

Çürük lezyonlarında, anestezi ve izolasyon şartları yerine getirildikten sonra pulpa dokusunda kontaminasyon önlenmesi için pulpa odasının, çürük dentinin kaldırılması ve kavitenin dezenfekte edilmesi sonrasında açılması önerilir. Total pulpotomide koronal pulpa dokusu kanal ağzının derinine girilerek çıkartılır, pamuk peletler ile kanama kontrolü sağlanır ve biyoaktif materyal kanal ağzlarına yerleştirilerek dişin restorasyonu tamamlanır (Winters ve ark., 2013; Cushley ve ark., 2019; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024; Cho ve ark., 2024).

Kalsiyum silikat esaslı materyallerin uygulandığı pulpotomi tedavileri, dişin izole edilebildiği, kanamanın kontrol altına alınabildiği ve vital pulpanın doğrudan açığa çıktığı durumlarda uygulanması önerilen yaklaşımlardır. Pulpotomi, geri dönüşümsüz pulpitis belirtileri gösteren vakalarda da geleneksel pulpektomiye alternatif bir yöntem olarak uygulanabileceği öne sürülmektedir (Edwards ve ark., 2021).

Parsiyel ve total pulpotomi yöntemleri karşılaştırıldığında; parsiyel pulpotomide koronal pulpa dokusunun canlı kalması total pulpotomiye göre çeşitli avantajlar

oluşturabilmektedir. Parsiyel pulpotomide hücre bakımından zengin koronal pulpa dokusunun korunması ile iyileşme potansiyelinin arttığı, servikal bölgede dentin duvarlarının zayıflamasının önlendiği, dişin doğal renginin ve ışık geçirgenliğinin korunduğu bildirilmektedir (Galani ve ark., 2017).

Çalışmalarda, kalsiyum silikat esaslı materyallerin uygulandığı total pulpotomi olgularında başarı oranları; sağlıklı pulpa ya da geri dönüşümlü pulpitiste 1 yılda %92-95 (Asgary ve Eghbal, 2013), geri dönüşümlü ya da geri dönüşümsüz pulpitiste 1-5 yıl arasında başarı oranları %71,3-95 olarak rapor edilmiştir (Asgary ve ark., 2015; Asgary ve ark., 2017; Galani ve ark., 2017; Linsuwanont ve ark., 2017). Parsiyel pulpotomi olgularında başarı oranları; geri dönüşümlü ya da geri dönüşümsüz pulpitiste 1-2 yılda %85-98,4 olarak bildirilmiştir (Mejare ve Cvek, 1993; Kang ve ark., 2017; Taha ve Khazali, 2017).

2.3. Vital Pulpa Tedavileri ve Apeksogenezis

Apeksogenezis, pulpa dokusunun canlılığının korunduğu bir genç sürekli dişte apikal kök gelişiminin tamamlanması olarak tanımlanır ve genç sürekli dişte uygulanan vital pulpa tedavisi yaklaşımlarında apeksogenesisin gerçekleşmesi hedeflenir (Cohenca ve ark., 2013). Vital pulpa tedavi yaklaşımları uygulanan genç sürekli dişte, kökün tüm uzunluğu boyunca fizyolojik dentin sentezinin oluşabilmesi, kök kanal duvarlarının kalınlaşması ile matürojenesis sürecinin ideal olarak tamamlanması ve dişin direnç ve kırılma dayanımının artması beklenir (Weisleder ve Benitez, 2003; Corbella ve ark., 2014; Tuculina, 2023).

Travma ya da çürük nedeniyle pulpa tedavisi endikasyonu olan genç sürekli dişlerde klinik ve radyografik parametrelerin analiz edilmesi ve doğru tanının konulması sonrasında uygulanacak kuafaj ya da pulpotomi tedavileri ile pulpa dokusunun vitalitesi korunabilmekte ve kök gelişiminin devamı sağlanabilmektedir. Vital pulpa tedavi yaklaşımlarının uygulanamayacağı patolojik klinik ve radyolojik bulgular varlığında ise genç sürekli dişte apeksifikasyonun amaçlandığı kök kanal tedavisi uygulaması gerekebilmektedir (Neha ve ark., 2011; Leong ve Yap, 2021; Taka ve Qasemian, 2022; Tuculina, 2023).

Genç sürekli dişlerde uygulanan vital pulpa tedavilerinde başarı; postoperatif dönemde klinik ve radyografik patolojik bulguların olmaması, radyografilerde kök

gelişiminin devam etmesi, pulpa testlerinin olumlu sonuç vermesi ile değerlendirilmektedir (Neha ve ark., 2011; Namour ve Theys, 2014; Elmi ve Qureshi, 2018).

Genç sürekli dişlerde uygulanan vital pulpa tedavilerinde kökün doğal fizyolojik gelişimini ve matürasyon sürecini teşvik edebilen, apikalde sert doku oluşumunu indüklemeye niteliği bulunan materyallerin ve prosedürlerin uygulanması önem taşır. Kalsiyum silikat esaslı materyallerin uygulandığı vital genç sürekli dişlerde kök gelişiminin desteklendiği görülmektedir. Mineral trioksit agregat uygulanan genç sürekli dişlerde pulpa dokusunun vitalitesinin korunduğu, matüroenezisin desteklendiği, kök gelişiminin sağlandığı bildirilmektedir (Patel ve Cohenca, 2006; Fuks ve Nuni, 2019; Wang ve ark., 2023; Alim ve Bani, 2024).

2.4. Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Materyaller

Vital pulpa tedavilerinde farklı içerikli pulpa kaplama materyallerinin pulpa dokusunda iyileşmenin teşvik edilmesi, pulpa yüzeyinde sert doku bariyerinin indüklenebilmesi, mikrosızıntı oluşumunun engellenebilmesi, klinik ve radyografik başarı oranlarının artırılabilmesi amacı ile önerildiği ve uygulandığı görülmektedir.

Pulpa kaplama materyali olarak ilk olarak 1756 yılında Pfaff tarafından altın folyo uygulandığı, tarihsel süreçte çeşitli materyallerin önerildiği, materyallerin içeriklerinde modifikasyonlar yapıldığı, günümüzde biyoteknolojinin ilerlemesi ile birlikte farklı nitelik ve içerikli biyoaktif ve biyoyumlu materyallerin geliştirildiği rapor edilmektedir (Qureshi ve ark., 2014; Komabayashi ve ark., 2016).

Vital pulpa tedavilerinde kullanılacak ideal bir pulpa kaplama materyalinin; biyoyumlu olması, pulpa hücreleriyle etkileşime girerek dentinogenez sürecini uyarması, sızdırmazlık sağlayarak bakteriyel kontaminasyonunu engellemesi, restoratif materyallere güçlü bir şekilde bağlanması, çevresel faktörlere karşı dayanıklılık göstermesi, klinik olarak uygulanabilir olması ve restorasyon aşamasında ortaya çıkabilecek kuvvetlere karşı mekanik direnç göstermesi beklenmektedir (Qureshi ve ark., 2014; Komabayashi ve ark., 2016; Alp ve Ulusoy, 2024).

Günümüzde vital pulpa tedavilerinde kullanılan pulpa kaplama materyallerinin kalsiyum hidroksit, kalsiyum silikat esaslı materyaller, ışıkla sertleşen trikalsiyum silikat simanlar, rezin modifiye kalsiyum silikatlar olduğu; son yıllarda geliştirilen farklı

kalsiyum silikat bazlı biyoseramik esaslı materyallerin ise pulpa kaplama tedavilerinde başarı oranını artırmak amacıyla sıklıkla tercih edildiği görülmektedir. Bu materyallerin klinik başarısını belirleyen temel faktörlerin; biyouyumluluk, dentin oluşumunu indükleme yeteneği, mekanik dayanıklılık, sızdırmazlık kapasitesi, antibakteriyel özellikler olduğu bildirilmektedir (Qureshi ve ark., 2014; Davaie ve ark., 2021; Peskersoy ve ark., 2021; Alp ve Ulusoy, 2024).

2.4.1. Kalsiyum Hidroksit

Pulpa kaplama tedavisinde yaygın olarak kullanılan ve geleneksel pulpa kaplama materyali olarak tanımlanan kalsiyum hidroksit (Ca(OH)_2); biyouyumluluğu, antimikrobiyal özellikleri ve dentinogenez sürecini destekleme kapasitesi nedenleri ile uzun yıllardır tercih edilen ve altın standart olarak kabul edilen bir biyomateryaldir.

Kalsiyum hidroksit yüksek alkali özellik gösteren, beyaz, kristal yapıda, hafif çözünür bir bazik tuz olup, sulu ortamda kalsiyum (Ca^{2+}) ve hidroksil (OH^-) iyonlarına ayrılmaktadır. Kalsiyum ve hidroksil iyonların biyokimyasal etkileri, pulpa dokusunda çeşitli hücresel süreçleri tetikleyerek rejeneratif mekanizmaları aktive etmektedir. Ayrıca hidroksil iyonlarının serbest kalması, pH'nın yükselmesine neden olmakta ve bu durum bakteriyel hücre zarında protein denatürasyonunu tetikleyerek güçlü bir antimikrobiyal etki oluşturmaktadır (Bogen ve ark., 2008; Maria Giovanna Gandolfi ve ark., 2015; Edwards ve ark., 2021; Boyer ve Nguyen, 2023; Varma ve ark., 2023).

2.4.1.1. Kalsiyum Hidroksitin Avantajları

Kalsiyum hidroksit (Ca(OH)_2) biyolojik avantajlara sahip bir pulpa kaplama materyalidir. Yüksek alkali pH'sı ($\approx 11-12$) nedeniyle güçlü antimikrobiyal özellikler göstermesi ve özellikle Gram-pozitif bakterilere karşı yüksek antibakteriyel etki oluşturmaları kalsiyum hidroksitin en önemli avantajlarıdır (Bogen ve ark., 2008; Akhlaghi ve Khademi, 2015; Edwards ve ark., 2021). Hidroksil iyonlarının serbest kalması ile pH'sının yükselmesi, bakteriyel hücre zarındaki proteinlerin denatüre olmasını sağlayarak mikrobiyal proliferasyonun baskılanmasına ve pulpa enfeksiyonların önlenmesine katkıda bulunur (Sirén ve ark., 2004; Varma ve ark., 2023).

Biyoyumluluk açısından değerlendirildiğinde, Ca(OH)_2 'nin yüksek pH düzeyinin pulpa hücrelerinde irritasyona neden olduğu, ancak bu sürecin aynı zamanda büyüme faktörlerinin salınımını artırarak dentin köprüsü oluşumunu desteklediği;

özellikle BMP (Bone Morphogenetic Protein) ve TGF- β 1 (Transforming Growth Factor Beta-1) gibi biyomoleküllerin salınımını artırarak odontoblast benzeri hücrelerin farklılaşmasını teşvik ettiği öne sürülmektedir. Pulpa dokusu ile temas ettiğinde dentinogenez sürecini indüklemesi ve reparatif dentin oluşumunu teşvik etmesi, kalsiyum hidroksitin avantajları olarak vurgulanmaktadır (Witherspoon, 2008; Tziafas, 2010; Akhlaghi ve Khademi, 2015; Varma ve ark., 2023).

Ca(OH)₂'nin uygulanmasının kolay olması, klinikte kabul görmesi ve ekonomik bir materyal olması ise klinik kullanım açısından avantaj oluşturmaktadır. Literatürde, kalsiyum hidroksit içeren preparatların klinik endikasyonlarda başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir. Ancak, uzun dönem klinik sonuçlarının değişken ve öngörülemez olabileceği de vurgulanmaktadır (Bogen ve ark., 2008; Mohammadi ve Dummer, 2011; Willershausen ve ark., 2011).

2.4.1.2. Kalsiyum Hidroksitin Dezavantajları

Kalsiyum hidroksit vital pulpa tedavisinde uzun yıllardır kullanılmasına rağmen, biyolojik ve fizikokimyasal sınırlamaları nedeniyle uzun dönem klinik başarısı tartışmalı bir materyal olarak değerlendirilmektedir.

Histolojik incelemeler, Ca(OH)₂'nin pulpa ile doğrudan temas ettiğinde yüzeyde bir nekroz tabakası oluşturduğunu ve bu tabakanın altında ise dentinogenez mekanizmasının başladığını göstermektedir (Tziafas ve ark., 2001; Akhlaghi ve Khademi, 2015). Bununla birlikte, bu nekrotik tabakanın hücresel rejenerasyonu geciktirdiği ve homojen olmayan, yüksek poroziteli bir dentin köprüsüne neden olduğu bildirilmektedir (Bogen ve ark., 2008; Silva ve ark., 2025). Bu poröz yapı, mikroorganizmaların dentin içine penetrasyonuna olanak sağlayarak bakteriyel kontaminasyon riskini artırmakta ve pulpa dokusunun immün yanıtını tetikleyerek distrofiye kalsifikasyon gelişimine neden olabilmektedir (Bogen ve ark., 2008). Bu durum, kalsiyum hidroksit ile tedavi edilen dişlerde uzun dönemde başarısızlık riskini artıran en önemli etkenlerden biri olarak değerlendirilmektedir (Kitasako ve ark., 2008; Rotstein ve Ingle, 2019).

Ca(OH)₂'nin pulpa hücrelerinde tutarlı bir odontoblast farklılaşmasını teşvik edemediği ve hücre kültürlerinde sitotoksik etki gösterebildiği bildirilmiştir (Bogen ve ark., 2008). Farklı pulpa kaplama materyallerinin sitotoksik etkilerinin değerlendirildiği bir

çalışmada, kalsiyum hidroksitin sertleşen formu olan Dycal önemli ölçüde daha düşük hücre canlılığı ve daha yüksek sitotoksik etki göstermiştir (Tez ve ark., 2024). Vital pulpa tedavisinden sonra gözlenen distrofiye kalsifikasyon ve internal rezorpsiyonun daha düşük pH'lı $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ürünleri ile daha az görülebileceği öne sürülmüştür (Akhlaghi ve Khademi, 2015).

Mikrobiyal etkinliği açısından değerlendirildiğinde, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'nin yüksek pH'sının birçok oral patojene karşı etkili olmasına rağmen, *Enterococcus faecalis* gibi dirençli bakterileri elimine etmede yetersiz kaldığı gösterilmiştir. Bu durum, özellikle pulpa enfeksiyonu olan dişlerde kalsiyum hidroksit kullanımını sınırlayan önemli faktörlerden biri olarak değerlendirilmektedir (Sirén ve ark., 2004).

Kalsiyum hidroksitin dentine adezyon özelliğinin olmaması, biyomekanik stabilitesinin düşük olması, sertleşen formülasyonlarının bile zamanla çözünerek sızdırmazlığını kaybetmesi ve mikro sızıntıya karşı uzun dönemde bir bariyer sağlayamaması, klinik başarısını sınırlandıran önemli faktörler arasında gösterilmektedir (Bogen ve ark., 2008; Akhlaghi ve Khademi, 2015; Boyer ve Nguyen, 2023).

2.4.2. Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller

Günümüzde yapılan sistematik derlemeler ve uzun dönem klinik çalışmalar, vital pulpa tedavilerinde kalsiyum silikat esaslı ajanların, kalsiyum hidroksite kıyasla daha yüksek biyouyumluluk ve daha üstün fizikokimyasal özellikler sunduğunu göstermektedir. Vital pulpa tedavilerinde biyoseramik materyallerin daha etkili olduğu ve $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'nin klinik kullanımına ilişkin sınırlamaların göz önünde bulundurulması gerektiği belirtilmiştir (Witherspoon, 2008; Edwards ve ark., 2021; Santos ve ark., 2021; Boyer ve Nguyen, 2023).

Kalsiyum silikat esaslı materyallerde klinik uygulamalarda en yaygın kullanılanlar arasında Mineral Trioksit Agregat (MTA) ve Biodentine yer almaktadır. Bu materyaller, dentin dokusu ile biyokimyasal etkileşimleri, düşük çözünürlükleri, uzun süreli sızdırmazlık ve yüksek mekanik dayanıklılık özellikleri nedeniyle önem taşımaktadır. Geleneksel olarak kullanılan kalsiyum hidroksite kıyasla, MTA ve diğer kalsiyum silikat esaslı materyallerin daha düzenli ve daha az poroziteli dentin bariyeri oluşturduğu, pulpa dokusunun biyolojik yanıtını daha iyi yönlendirdiği ve odontoblast

benzeri hücre farklılaşmasını daha yüksek oranda teşvik ettiği bildirilmektedir (Tziafas ve ark., 2001; Mente ve ark., 2010; Cohenca ve ark., 2013; Silva ve ark., 2025).

Yüksek pH değerleri nedeniyle antibakteriyel özellik göstermeleri, dentinle kimyasal bağlanma kapasiteleri ve mikro sızıntıyı azaltmaları nedenleri ile kalsiyum silikat esaslı materyallerin vital pulpa tedavilerinde sıklıkla tercih edildiği görülmektedir (Leong ve Yap, 2021; Santos ve ark., 2021). Ancak, bizmut oksit içeren bazı kalsiyum silikat esaslı materyallerin diş yapısında renklenmeye neden olabileceğinin göz önünde bulundurulması; renklenme riskinin en aza indirilmesi için Biodentine, EndoSequence BC RRM Putty gibi düşük renkleşme potansiyeline sahip materyallerin tercih edilmesi ve materyallerin uzun sertleşme süreleri gibi dezavantajların da klinik kullanım açısından değerlendirilmesi önerilmektedir (Mente ve ark., 2010; Mozyńska ve ark., 2017).

2.4.2.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Mineral Trioksit Agregat (MTA) diş hekimliğinde tanıtılan ilk biyoseramik materyal olarak önce kök ucu dolgu materyali, ilerleyen süreçte ise vital pulpa tedavilerinde ve kök perforasyonlarının onarımı gibi farklı prosedürlerde uygulanması önerilmiştir (Roberts ve ark., 2008; Komabayashi ve ark., 2016; Rotstein ve Ingle, 2019).

Portland simanının bileşiminde yapılan modifikasyonlar ile oluşturulan MTA'nın kimyasal içeriğinde trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, kalsiyum sülfat ve radyopasite sağlamak amacı ile bizmut oksit bulunmaktadır (Islam ve ark., 2006; Rotstein ve Ingle, 2019). İlk olarak gri MTA formu geliştirilmiş, ancak 2002 yılında daha estetik bir materyal elde edilmesi amacıyla gri MTA'daki tetrakalsiyum aluminoferritin formülasyondan çıkarılması ve kalsiyum silikat oranının artırılması ile beyaz MTA üretilmiştir (Camilleri ve Pitt Ford, 2006). Beyaz MTA'nın partikül boyutunun gri MTA'ya kıyasla daha küçük olduğu ve bu özelliğin materyalin fizikokimyasal özelliklerini etkilediği bildirilmiştir (Roberts ve ark., 2008; Raghavendra ve ark., 2017).

MTA tozu, hidrasyon sonucu sertleşerek kolloidal bir jel yapısı oluşturmaktadır. Bu süreç, trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikat bileşiklerinin suyla reaksiyona girmesi sonucu kalsiyum silikat hidrat jeli ve kalsiyum hidroksit oluşumu ile gerçekleşmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010). Bu reaksiyonlar sonucunda hidroksiapatite benzer bir

yapı oluşmakta ve pulpa-dentin sınırında reaksiyonel bir tabaka meydana gelmektedir (Rotstein ve Ingle, 2019).

MTA karışımının özellikleri, toz/sıvı oranı, MTA tipi, materyal kalınlığı, karıştırma yöntemi, uygulama arasında geçen süre, ortamın pH'sı, sıcaklığı, nem oranı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmektedir (Hilton, 2009; Parirokh ve Torabinejad, 2010). Oluşan kalsiyum hidroksitin serbest bıraktığı hidroksit iyonları ortamın pH seviyesini 12,5'e yükselterek antibakteriyel etki sağlamakta ve pulpal hücre proliferasyonunu desteklemektedir (Mohammadi ve Dummer, 2011; Rotstein ve Ingle, 2019). MTA'nın antibakteriyel etkisinin yüksek pH düzeyine bağlı olduğu, fakültatif bakterilere karşı etkili ancak anaerobik bakterilere karşı sınırlı olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca MTA'nın bakteriyel sızıntıyı azaltarak enfeksiyon riskini düşürebileceği ileri sürülmüştür (Torabinejad ve ark., 1995; Zhu ve ark., 2014; Bakır ve ark., 2021).

MTA tozu, steril su ile karıştırıldığında, sertleşme süreci kalsiyum silikat bileşiklerinin hidrasyonuna bağlı olarak gerçekleşen ekzotermik bir reaksiyonla başlamaktadır. Bu süreçte, trikalsiyum silikat ve dikalsiyum silikatın su ile etkileşime girmesi sonucu kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit oluşmaktadır. MTA'nın başarılı bir şekilde sertleşmesi için ortamda yeterli nem bulunması gerekmektedir, çünkü hidrasyon mekanizması su varlığında devam eden kimyasal dönüşümlerle sertleşmeyi tamamlamaktadır (Raghavendra ve ark., 2017).

3:1 toz-sıvı oranında hazırlanan MTA yaklaşık 165 ± 5 dakika içinde sertleşmektedir. Bu sürecin uzamasında alçıtaşının varlığının etkili olduğu bildirilmektedir (Torabinejad ve Parirokh, 2010; Raghavendra ve ark., 2017). Gri MTA, beyaz MTA'ya göre daha uzun sertleşme süresine sahip olup, sodyum fosfat dibazik ve kalsiyum klorür gibi katkı maddeleri sertleşme sürecini hızlandırabilmektedir (Huang ve ark., 2008; Surya Raghavendra ve ark., 2017). Sertleşme sırasında sodyum hipoklorit varlığı, kalsiyum hidroksit oluşumunu engelleyerek sertleşme reaksiyonlarını olumsuz etkileyebilmektedir (Raghavendra ve ark., 2017; Chu ve ark., 2020). Ayrıca partikül boyutu, toz/likit oranı, su içeriği, ortamın sıcaklığı, karıştırılması sırasında hava sıkışması sertleşmeyi etkileyen faktörler olarak bildirilmektedir (Torabinejad ve ark., 1995; Mestry ve ark., 2023).

MTA'nın çözünürlüğünün oldukça düşük olduğu ya da neredeyse hiç çözünürlüğe sahip olmadığı çeşitli çalışmalarla rapor edilmiştir. Materyalin çözünürlüğü,

toz/su oranına bağlı olarak değişkenlik gösterebilmekte olup, su miktarının artması çözünürlüğün ve porozitenin yükselmesine neden olabilmektedir. MTA'nın düşük çözünürlüğe sahip olmasının başlıca nedenlerinden birinin yapısında bulunan bizmut oksitin suda çözünmemesi olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca, bizmut oksitin yalnızca MTA'ya radyoopaklık sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda kalsiyum ve silikat molekülleri ile kimyasal etkileşime girdiği de belirtilmiştir (Torabinejad ve ark., 1995; Fridland ve Rosado, 2003; Islam ve ark., 2006; Camilleri, 2007).

Biyolojik açıdan değerlendirildiğinde, MTA'nın yüksek pH'sı nedeniyle antibakteriyel özellik gösterdiği, büyüme faktörleri ve sitokin salınımını teşvik ettiği, pulpal hücre proliferasyonunu artırdığı ve sert doku üreten hücrelerin farklılaşmasını ve migrasyonunu uyarak dentin dokusunda sert doku oluşumunu desteklediği belirtilmektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010; Schwendicke ve ark., 2016; Rotstein ve Ingle, 2019).

Histolojik analizler, MTA'nın dentin tübülleriyle etkileşime girerek tübüler dentin formasyonunu teşvik ettiğini ve pulpal iyileşmeyi destekleyen biyolojik bir ortam oluşturduğunu göstermektedir (Rotstein ve Ingle, 2019). Özellikle, direkt pulpa kaplaması uygulamalarında daha homojen ve daha kalın bir dentin köprüsü oluşturduğu rapor edilmiştir. MTA, biyouyumluluğu, hücresel düzeyde doku yenilenmesini destekleme kapasitesi ve dentin-pulpa kompleksinin biyolojik yanıtını olumlu yönde yönlendirmesi nedeniyle vital pulpa tedavilerinde etkili bir biyomateryal olarak değerlendirilmektedir (Hilton, 2009; Komabayashi ve ark., 2016).

2.4.2.1.1. Mineral Trioksit Agregat (MTA) Avantajları

MTA, pulpa dokusu üzerinde antibakteriyel ve antiinflamatuvar etki göstererek enfeksiyon riskinin azaltılmasında önemli bir rol oynamaktadır. Biyouyumluluğu yüksek bir materyal olması nedeniyle pulpa dokusunda iyileşme sürecini desteklemektedir. Mineralizasyonu teşvik ederek dentin oluşumunu uyarmakta, sert doku oluşturan hücrelerin farklılaşmasını ve göçünü hızlandırarak dokunun yeniden yapılanmasını kolaylaştırmaktadır. Kalsiyum hidroksit ile karşılaştırıldığında, MTA'nın oluşturduğu dentin köprüsünün daha yoğun ve düzenli olduğu belirtilmiştir. Düşük çözünürlüğü ve güçlü sızdırmazlık özelliği ile uzun süreli koruma sağlayarak mikro sızıntıyı engelleyici bariyer oluşturmaktadır (Torabinejad ve ark., 1995; Fridland ve Rosado, 2003; Roberts ve ark., 2008; Parirokh ve Torabinejad, 2010).

2.4.2.1.2. Mineral Trioksit Agregat (MTA) Dezavantajları

MTA'nın sertleşme süresinin uzun olması, klinik uygulamalarda ek randevu gerekliliğine neden olabilmektedir. Kaviteye uygulanmasının zor olması, materyalin manipülasyonunu güçleştiren bir faktördür. Ayrıca, dişte renklenmeye neden olabilmesi, özellikle estetik bölgedeki kullanımlarda dezavantaj oluşturmaktadır. Bu sorunu gidermek amacıyla beyaz MTA geliştirilmiş olsa da, kavite içerisine yerleştirilirken kan ile kontaminasyon veya sodyum hipoklorit ile etkileşim sonucunda renklenme meydana gelebileceği bildirilmektedir. Ayrıca, MTA'nın yüksek maliyetli olması, alternatif materyallerle kıyaslandığında ekonomik dezavantaj oluşturmaktadır. Materyalin çözünmesini sağlayan spesifik bir çözücünün bulunmaması nedeniyle, sertleştikten sonra diş dokusundan uzaklaştırılması zorlaşmaktadır (Camilleri ve Pitt Ford, 2006; Parirokh ve Torabinejad, 2010; Mestry ve ark., 2023).

2.4.2.2. NeoPutty MTA

NeoPutty (NuSmile, Houston, TX, ABD), 2020 yılında piyasaya sürülen ve geleneksel MTA'nın dezavantajlarını en aza indirebilmek amacıyla geliştirilen, önceden karıştırılmış bir biyoseramik materyaldir. Bu materyal, MTA'nın uzun sertleşme süresi, uygulama zorlukları ve renk değişimlerine karşı hassasiyeti gibi olumsuzluklarını gidermek üzere tasarlanmıştır (Acharya ve ark., 2023; El- Refai, 2023).

NeoPutty, trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum alüminat, tantalyum oksit ve zirkonyum oksit içeren bir bileşime sahiptir (Lozano-Guillén ve ark., 2022; El- Refai, 2023). Radyoopasite sağlamak için tantalyum oksit kullanılmış olup, su içermeyen organik bir taşıyıcı ile formüle edilmiştir (Acharya ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023).

NeoPutty, uygulandığında apikal bölgeden, dentin tübüllerinden veya pulpadan gelen sıvı ile sertleşmekte ve bu özellik, klinik kullanım kolaylığı sağlamaktadır (El- Refai, 2023; Özata ve ark., 2023). Materyalin sıkı, yapışkan olmayan kıvamı, yıkanma direncini artırmakta ve biyoaktivitesi sayesinde pediatrik diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanı sunmaktadır (Acharya ve ark., 2023; El- Refai, 2023). NeoPutty, vital pulpa tedavileri, apeksifikasyon, kök rezorbsiyonu, perforasyon tamiri ve retrograd dolgu işlemlerinde kullanılmaktadır (Altınay, 2023; Acharya ve Gurunathan, 2025).

NeoPutty'nin biyolojik özellikleri, hidroksiapatit oluşumunu tetikleyerek dentin köprüsü oluşumunu desteklemekte ve Ca^{+2} ile OH^{-} iyonları salarak antibakteriyel bir

ortam sağlamaktadır (Primus ve ark., 2022; Acharya ve ark., 2023). NeoPutty'nin EndoSequence BC Putty'ye kıyasla daha biyouyumlu olduğu ve raf ömrünün daha uzun olduğu bildirilmiştir (Sun, Gustin, ve ark., 2021; Özata ve ark., 2023).

ProRoot MTA ve NeoPutty'nin fizikokimyasal ve biyolojik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; NeoPutty'nin başlangıç ve nihai sertleşme sürelerinin ProRoot MTA'ya kıyasla belirgin şekilde daha uzun olduğu, NeoPutty'nin radyoopasitesinin ve kalsiyum salınımının ProRoot MTA'ya göre daha yüksek olduğu, her iki materyalin çözünürlüğünün ise ISO standartlarına göre benzer ve %3'ün altında olduğu belirtilmiştir. NeoPutty'in uygulandıktan sonra yıkamaya dirençli olduğu ve sertleşmenin ardından düşük çözünürlük gösterdiği bildirilmiştir. Ayrıca, her iki materyalin zamanla pH değerlerinde düşüş gözlemlendiği ve fibroblast hücrelerine karşı sitotoksik olmadığı rapor edilmiştir (Pushpala, 2021).

2.4.2.2.1. NeoPutty'nin Avantajları

NeoPutty, sunduğu çeşitli avantajlar nedeniyle günümüzde pulpa tedavilerinde sıklıkla tercih edilmektedir. Önceden karıştırılmış formu sayesinde klinik uygulamalarda hazırlık sürecini minimize ederek kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Su içermeyen organik bir taşıyıcı ile formüle edilmiş yapısı, materyalin raf ömrünü uzatmakta ve neme maruz kalma durumunda bile özellikleri korunmaktadır (Acharya ve ark., 2023; El- Refai, 2023; Özata ve ark., 2023).

NeoPutty uygulandığında apikal bölgeden, dentin tübüllerinden ya da pulpadan gelen su ile sertleştiği, prosedürünün hızlı tamamlandığı belirtilmektedir. Sıkı ve yapışkan olmayan kıvamı yıkanma direncini artırmakta ve restorasyon işleminin hemen uygulanabilmesine olanak tanımaktadır. Materyalin yüksek radyoopasitesi klinik takibini kolaylaştırmaktadır (El- Refai, 2023; Acharya ve ark., 2024).

NeoPutty'nin renkleşme yapmayan özelliği, zamanla artan antibakteriyel etkisi, biyouyumluluğu, pulpa ve periapikal dokular ile etkileşiminde olumlu etkiler sergilemektedir (Sun, Meng, ve ark., 2021; Lozano-Guillén ve ark., 2022; Hakeem ve ark., 2023; Silva ve ark., 2024; Titus ve ark., 2024). NeoPutty hidroksiapatit oluşumunu tetikleyerek dentin köprüsü oluşumunu desteklemekte, yüksek pH değeri, Ca^{+2} ve OH^{-} iyonların salınabilmesi ile antibakteriyel ortam oluşturmaktadır (El- Refai, 2023; Acharya ve ark., 2024; Cruz Hondares ve ark., 2024; Titus ve ark., 2024).

2.4.2.2.2. NeoPutty'nin Dezavantajları

NeoPutty'nin bazı dezavantajları klinik kullanımını sınırlayabilmektedir. Uygulama sonrası anında restorasyon uygulaması üretici tarafından önerilse de nihai sertleşme süresinin daha uzun olduğu belirtilmektedir. Özellikle restoratif işlemler öncesi yeterli sertleşme sağlanamadığında, materyalin dayanıklılığı ve sızdırmazlığı risk altına girebilmektedir (Yünük, 2015; Palma ve ark., 2018; Alqahtani ve ark., 2022; Hardan ve ark., 2022; Acharya ve ark., 2023).

Bazı çalışmalarda, NeoPutty'nin antibakteriyel etkinliğinin *Enterococcus faecalis* gibi dirençli bakterilere karşı sınırlı olduğu bildirilmiştir (Acharya ve ark., 2023). Ayrıca, NeoPutty'nin dentinle bağlanma kuvvetinin diğer bazı endodontik materyallere kıyasla daha düşük olduğu belirtilmiştir. NeoPutty'nin rezin içermemesi, bazı restoratif materyallerle yeterli adezyon sağlamada güçlük yaratmakta ve bağlanma kuvvetini olumsuz etkileyebilmektedir (El- Refai, 2023; İpek ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023).

NeoPutty'nin düşük çözünürlüğü, materyalin biyolojik ortamda uzun süre stabil kalmasını sağlasa da, gerektiğinde çıkarılmasını zorlaştırarak yeniden tedavi gerektiren durumlarda klinik zorluklara neden olabilmektedir. Materyalin yüksek maliyeti de ekonomik bir dezavantaj oluşturabilmektedir. NeoPutty'nin biyolojik etkileri ve uzun dönem klinik sonuçları konusunda daha fazla araştırmaya gereksinim bulunmaktadır (Lozano-Guillén ve ark., 2022; Titus ve ark., 2024).

2.4.2.3. Biodentine

Biodentine, MTA'nın uzun sertleşme süresi ve klinik uygulamadaki zorluklarını gidermek amacıyla 2009 yılında geliştirilmiş bir kalsiyum silikat bazlı simandır (Singh ve ark., 2014; About, 2016; Barczak ve ark., 2020). Toz bileşimi; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, oksitler ve radyoopaklık sağlayan zirkonyum oksit içermektedir. Sıvı fazında ise su, sertleşme sürecini hızlandırıcı olarak kalsiyum klorür ve su gereksinimini azaltan modifiye polikarboksilat çözeltisi bulunmaktadır. Kalsiyum klorür, hidrasyon reaksiyonunu hızlandırarak materyalin sertleşme süresini kısaltırken, polikarboksilat su gereksinimini azaltarak karışımın kıvamını düzenler ve çatlak oluşumunu engellemektedir (Laurent ve ark., 2008; Singh ve ark., 2014; About, 2016).

Biodentine'in sertleşme mekanizması, hidratasyon sürecinde kalsiyum silikat hidrat jeli ve kalsiyum hidroksit oluşumu ile MTA'ya benzerlik göstermektedir. Ancak, kalsiyum karbonatın, kalsiyum silikat hidrat jeli için çekirdeklenme merkezi görevi görmesi, sertleşme sürecini kısaltarak daha hızlı bir sertleşme sağlamak ve mikroyapıyı güçlendirmektedir (Malkondu ve ark., 2014; About, 2016).

Biodentine, üretici firma önerilerine göre, kapsül içindeki toza 5 damla sıvı eklenerek, 4000 rpm hızında 30 saniye boyunca amalgamatörde karıştırılarak hazırlanmaktadır. Elde edilen karışım, kremi kıvamda olup kaviteye uygulanabilir bir formdadır (Laurent ve ark., 2008; Barczak ve ark., 2020). Toz-sıvı oranı ve karıştırma yöntemi, sertleşme süresi ve mekanik özellikler üzerinde doğrudan etkilidir. Biodentine'in çalışma süresi yaklaşık 6 dakika olup, başlangıç sertleşme süresi 9-12 dakika, final sertleşme süresi ise 45 dakika olarak rapor edilmiştir (Hashem ve ark., 2014; Singh ve ark., 2014; Mehra ve ark., 2020; Palma ve ark., 2021).

Sertleşme sürecinde kalsiyum hidroksit salınımı nedeniyle Biodentine'in pH değeri yaklaşık 12,5'e ulaşmakta ve bu alkali ortam, mikroorganizmaların oluşumunu baskılayarak antibakteriyel etki oluşturmaktadır (Arora ve ark., 2013; Subhi ve ark., 2024).

Mikromekanik adezyonu, sertleşme sürecinde dentin tübüllerinin organik bileşenlerini çözerek bağlanmasını sağlayan alkali etkisinden kaynaklanır (About, 2016). Konfokal lazer taramalı elektron mikroskobu analizlerinde, Biodentine'in dentin tübüllerine nüfuz ederek tag benzeri yapılar oluşturduğu ve dentin yüzeyinde mineralizasyon kristalleri içeren tıkaçların gözlemlendiği rapor edilmiştir. Bulgular materyalin mikromekanik tutunmasını ve marjinal sızdırmazlık kapasitesini desteklemektedir (Atmeh ve ark., 2012; Raju ve ark., 2014; About, 2016).

Biodentine'in biyouyumluluğunun yüksek olduğu, toksik etki göstermediği ve hücresel farklılaşma ile spesifik hücresel fonksiyonlar üzerinde olumsuz bir etkisinin bulunmadığı belirtilmiştir. Pulpa hücrelerinden, anjiyogenezisi, progenitör hücrelerin toplanmasını, hücre farklılaşmasını ve mineralizasyonu teşvik ettiği bilinen TGF- β 1 büyüme faktörünün salınımını artırdığı gösterilmiştir (Singh ve ark., 2014; Gupta ve ark., 2016; Docimo ve ark., 2021).

Biodentine'in pulpa kaplamasındaki biyolojik mekanizmasının MTA ile benzer olduğu bildirilmiştir (Nowicka ve ark., 2013; Gupta ve ark., 2016). Histolojik

incelemelerde, Biodentine uygulanan pulpa dokusunda inflamatuvar yanıtın oluşmadığı, tedavi sonrası 6. haftada tamamlanmış dentin köprüsü ile düzgün sıralanmış odontoblast ve odontoblast benzeri hücrelerin varlığının gözlemlendiği rapor edilmiştir (Nowicka ve ark., 2013; Komabayashi ve ark., 2016).

2.4.2.3.1. Biodentine'in Avantajları

Biodentine'in pulpa ve çevre dokular ile biyouyumlu olduğu, yüksek pH değeri oluşturarak antibakteriyel etki gösterdiği, pulpa hücrelerinde dentin köprü oluşumunu teşvik ettiği, doku iyileşmesini desteklediği, düşük sitotoksositeye sahip olduğu ve MTA'ya benzer özellikler sergilediği bildirilmektedir (Birant ve ark., 2021; Novotná ve ark., 2024). Ayrıca, yüksek basma dayanımı ve düşük porozite göstererek mekanik özellikleri bakımından MTA'dan daha üstün performans sergilemektedir. Hızlı sertleşme sürecine sahip olması nedeniyle iki aşamalı restorasyon prosedürüne gerek olmadığı, bu durumun ise bakteriyel kontaminasyon riskini azalttığı belirtilmektedir (Butt ve ark., 2014; Singh ve ark., 2014; Bansal ve ark., 2020).

Biodentine'in üzerine çeşitli restoratif materyallerin başarıyla uygulanabildiği ve farklı adeziv sistemlerle uyumlu olduğu belirlenmiştir. Çalışmalar, kompozit rezinlerle birlikte güvenle kullanılabileceğini göstermektedir (Odabaş ve ark., 2013; About, 2016; Slaboseviciute ve ark., 2021).

2.4.2.3.2. Biodentine'in Dezavantajları

Biodentine'in aşınma direncinin düşük olması ve yüksek porozite içeriğinin uzun dönem dayanıklılığını etkileyebildiği öne sürülmektedir. Radyoopasitesinin yetersiz olması radyografik değerlendirmelerde, özellikle uzun dönemli takiplerde zorluklara neden olabilmektedir. Doğru toz-sıvı oranı, karıştırma tekniği ve uygulama süreci teknik hassasiyet gerektirmektedir (Barczak ve ark., 2020; Arandi ve Thabet, 2021; Milutinović-Smiljanić ve ark., 2021).

Biodentine'in ekonomik materyal olmaması klinik kullanımını kısıtlayan bir faktör olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca, bazı çalışmalarda uzun dönem sızdırmazlığının her durumda olamayabileceği belirtilmiştir (Barczak ve ark., 2020; Arandi ve Thabet, 2021; Milutinović-Smiljanić ve ark., 2021).

2.4.2.4. Rezin Modifiye Kalsiyum Silikat Esaslı Materyaller

2.4.2.4.1. TheraCal PT

TheraCal PT (Bisco Inc., Schaumburg, IL, ABD), çift aşamalı polimerize olan rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı bir materyaldir. Vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplama materyali olarak kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Kimyasal ve ışıkla sertleşme özelliğinin bulunması klinik uygulamalarda kullanım kolaylığı oluşturur. Materyalin içeriğinde silikat cam karışımlı siman, polietilen glikol dimetakrilat, Bis-GMA, baryum zirkonat ve katalizör olarak baryum zirkonat ve ytterbium florür bulunur (Elbanna ve ark., 2022; Küden ve ark., 2022; Bala Anusha ve ark., 2023; Wassel ve ark., 2023).

MTA'nın uzun sertleşme süreleri, uygulama zorlukları ve renk değişimleri gibi olumsuz özellikleri yeni nesil pulpa materyallerinin geliştirilmesine yol açmıştır. TheraCal PT, bu sorunların giderilmesine yönelik olarak geliştirilmiş, dual-cure rezin modifiye trikalsiyum silikat esaslı bir materyaldir ve vital pulpa dokusunda dentin-pulpa kompleksinin indüklenmesini, pulpa canlılığının korunmasını amaçlar (Küden ve ark., 2022; Wassel ve ark., 2023).

Dual-cure materyallerin amacı, görünür bir ışık kaynağı olmadığında bile kimyasal polimerizasyon ve fotopolimerizasyonu birleştirerek tam sertleşme sağlamaktır (Bala Anusha ve ark., 2023; Park ve ark., 2024). TheraCal LC sadece 1 mm kalınlığa kadar uygulanabilirken, TheraCal PT dual-cure özelliği sayesinde tek katman halinde uygulanabilmektedir. TheraCal LC ve TheraCal PT'nin rezin monomerleri içermesi yüksek bağlanma kuvveti gibi olumlu özellikler oluştururken insan dental pulpa kök hücreleri (hDPSCs) üzerine olası zararlı etkileri konusunda ise bazı endişelere yol açmaktadır (Küden ve ark., 2022; Bala Anusha ve ark., 2023; Karaman ve ark., 2024).

TheraCal PT'nin biyouyumluluk özelliklerinin dental pulpa hücrelerinde değerlendirildiği çalışmalarda; TheraCal PT'nin yüksek konsantrasyonlarda sitotoksik olabileceği, ancak seyreltilmiş koşullarda biyouyumlu olduğu rapor edilmiştir. TheraCal PT'nin, TheraCal LC'ye kıyasla daha yüksek hücre canlılığı ve migrasyon oranları oluşturduğu, en yüksek hücre canlılığın ise MTA ile gözlemlendiği belirtilmiştir. TheraCal PT'nin pulpa hücrelerinin çoğalmasını ve odontoblast benzeri hücrelere farklılaşmasını teşvik ettiği, ancak uzun dönem biyolojik etkilerinin daha fazla in vivo çalışma ile desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Novotná ve ark., 2024). Küden ve ark., TheraCal PT'nin 1. günden 3. güne kadar canlı hDPSC hücre

sayısını önemli ölçüde azalttığını ve 7. günde canlı hücrelerin artık tespit edilemediğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu olumsuz etkinin, TheraCal PT'nin zamanla monomer salınımına bağlı olduğunu, 3. ve 7. günlerde materyalin yüksek miktarda TEGDMA salınımı yaptığını rapor etmişlerdir (Küden ve ark., 2022).

Materyalin kalsiyum iyonu salınımı ve mineralleşme kapasitesi, diğer kalsiyum silikat esaslı materyallerle karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur. TheraCal PT'nin sınırlı miktarda kalsiyum iyonunu serbest bıraktığı ve yeterli kalsiyum fosfat birikimi sağlayamadığı; bu özellikleri nedeniyle, biyolojik aktivitesinin Biodentine ve TheraCal LC'ye kıyasla daha düşük olduğu belirtilmiştir (Elbanna ve ark., 2022; Küden ve ark., 2022).

TheraCal PT'nin bağlanma özellikleri incelendiğinde, kompozit rezin gibi restoratif materyallere yüksek bağlanma kuvveti gösterdiği saptanmıştır. MTA ile karşılaştırıldığında daha güçlü bir bağlanma sağladığı, özellikle kompozit rezin ve bulk-fill kompozitlerle uyumlu olduğu belirlenmiştir. Bu durum, materyalin içeriğinde bulunan metakrilat monomerleri sayesinde kimyasal adezyon mekanizmasına bağlanmıştır (Küden ve ark., 2022; Bala Anusha ve ark., 2023; Karaman ve ark., 2024). Ayrıca, TheraCal PT'nin kompomer ve diğer güncel restoratif materyallerle uyumlu olduğu ve bu materyallere yüksek bağlanma dayanımı sağladığı; bu özelliğin materyalin etkin bir şekilde kullanılmasına olanak tanıdığı ve klinik uygulamalarda güvenilirliğini artırdığı belirtilmiştir (Yavuz, 2022; Bala Anusha ve ark., 2023; Candan ve ark., 2023; Falakaloğlu ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023; Karaman ve ark., 2024).

Histolojik incelemelerde, TheraCal PT uygulaması sonrasında pulpa dokusunda az derecede inflamasyon görüldüğü ve odontoblast diferansiyasyonunun teşvik edildiği rapor edilmiştir. Ancak, bu materyalin uzun dönem biyolojik etkilerinin belirlenebilmesi için daha fazla in vivo çalışmaya gereksinim olduğu bildirilmiştir (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Küden ve ark., 2022).

Antibakteriyel özellikleri açısından, TheraCal PT'nin hidroksit iyonu salınımı nedeniyle alkali bir ortam oluşturduğu ve bazı mikroorganizmalar üzerinde inhibe edici etkiler gösterebileceği belirtilmiştir. Ancak, antibakteriyel etkisinin diğer kalsiyum silikat esaslı materyaller ile kıyaslandığında daha düşük olduğu rapor edilmiştir (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Elbanna ve ark., 2022; Küden ve ark., 2022).

2.4.2.4.1.1.

TheraCal PT'nin Avantajları

TheraCal PT'nin dual-cure özelliğinin bulunması materyalin farklı kalınlıklarda tek katman halinde güvenle uygulanmasına olanak tanımaktadır. Kompozit rezin, kompomer ve bulk-fill kompozitlerle yüksek bağlanma dayanımı göstermesi, restoratif uygulamalarda güvenilirliğini artırmaktadır. Seyreltilmiş koşullarda yüksek biyouyumluluk sergilemekte; dental pulpa hücrelerinin proliferasyonunu ve odontoblast benzeri hücre farklılaşmasını desteklemektedir. Minimal inflamasyon oluşturmakta ve pulpa canlılığını koruma kapasitesi yüksek olarak değerlendirilmektedir. TheraCal LC'ye kıyasla daha yüksek hücre canlılığı ve migrasyon oranları sağlamaktadır. Uygulama kolaylığı ve hızlı sertleşme süresi, işlem süresini kısaltarak prosedürü kolaylaştırmaktadır (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Sanz ve ark., 2021; Küden ve ark., 2022).

2.4.2.4.1.2.

TheraCal PT'nin Dezavantajları

TheraCal PT içerdiği rezin monomerleri nedeniyle uzun dönemde potansiyel sitotoksikite riski olduğu öne sürülmektedir. Kalsiyum iyonu salınımı ve yüzey mineralleşme kapasitesinin diğer kalsiyum silikat esaslı materyallere kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir. Bu durum, dentin köprüsü oluşumunun sınırlı olmasına ve biyolojik aktivitenin azalmasına yol açabilmektedir. Ayrıca, hidroksit iyonu salınımının sınırlı olması nedeniyle antibakteriyel etkisinin diğer kalsiyum silikat bazlı materyallerden daha düşük olduğu bildirilmektedir. Materyalin uzun dönem biyolojik etkilerinin henüz yeterli in-vivo çalışmalar ile desteklenmemiş olması klinik kullanımı açısından sınırlama oluşturmaktadır (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021; Sanz ve ark., 2021; Küden ve ark., 2022).

2.4.2.4.2.

TheraCal LC

TheraCal LC, görünür ışıkla sertleşen, rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı bir pulpa kaplama materyalidir. İçeriğinde kalsiyum oksit, kalsiyum silikat partikülleri (Portland Tip III siman), stronsiyum cam, füme silika, baryum sülfat, baryum zirkonat bulunur. Materyalin rezin içeriği bisfenol A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) ve polietilen glikol dimetakrilattan oluşmaktadır (Gandolfi ve ark., 2012; Komabayashi ve ark., 2016).

Şırınga formunda sunulan TheraCal LC, uygulama sırasında 1 mm kalınlıkta tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmekte ve 20 saniye boyunca görünür ışık ile sertleştirilmektedir. Kalsiyum silikat esaslı materyaller genellikle su ile etkileşime girerek

hidratasyon reaksiyonu ile sertleşirken, TheraCal LC'nin bileşiminde bu reaksiyon için gerekli olan su bulunmamaktadır. Hidratasyonu, ortamdan aldığı suya bağlıdır; bu nedenle, nemli dentin üzerine uygulanmasını önerilmektedir (Arandi ve Rabi, 2018; Kim ve ark., 2020).

TheraCal LC'nin pH seviyesi, sertleşme sonrası üç saat içinde yaklaşık 10,66'ya yükselmekte, 24 saat sonunda ise 9,85'e düşmektedir. OH⁻ iyonlarının salınımı, alkali ortam oluşturarak bakterilerin gelişimini engellemektedir. Bununla birlikte, TheraCal LC ortamın pH seviyesini yükselterek pulpa dokusunda irritasyona neden olabilmektedir (Poggio ve ark., 2015; Arandi ve Rabi, 2018).

Materyal, dentin ya da pulpa sıvılarıyla temas ettiğinde koruyucu bir fiziksel bariyer oluşturarak sızdırmazlık sağlamaktadır. Işıkla sertleşen rezin içeriğiyle ilişkilendirilen düşük çözünürlüğü, biyolojik stabilitesini artırarak dentinle entegrasyonunu desteklemektedir ve hidroksiapatit benzeri kristallerin oluşumunu teşvik etmektedir (Camilleri, 2014; Gandolfi ve ark., 2015).

Pulpa kaplama materyallerinin biyouyumluluğu, pulpa dokusunda irritasyonu en aza indirmek ve dokunun canlılığını korumak açısından önemlidir. Ancak TheraCal LC'nin bileşiminde bulunan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler nedeniyle, rezin içermeyen pulpa kaplama materyallerine kıyasla daha yüksek toksisite potansiyeline sahip olduğu bildirilmiştir (Jeanneau ve ark., 2017; Arandi ve Rabi, 2018).

TheraCal LC, kalsiyum iyonlarını serbest bırakarak dental pulpa hücrelerinin proliferasyonu ve farklılaşmasını desteklemektedir. Kalsiyum iyonları, yeni mineralize sert doku oluşumunda rol oynamaktadır. Materyalden salınan kalsiyum iyonlarının, dental pulpa ve odontoblastlar için uyarıcı etkiye sahip olduğu belirtilmiştir (Gandolfi ve ark., 2012; Arandi ve Rabi, 2018; Jain ve Tikku, 2019). Ayrıca, sertleşme sonrası kalsiyum hidroksit oluşturmadığı, ancak yüzeyinde kalsiyum apatit birikimi gözlemlendiği rapor edilmiştir. Sertleşmiş formunda kalsiyum hidroksit bulunmaması, salınan kalsiyum iyonlarının hidroksit formunda olmadığını göstermektedir (Camilleri, 2014).

2.4.2.4.2.1.

TheraCal LC'nin Avantajları

TheraCal LC, düşük çözünürlük göstererek uzun süreli stabilite sağlamasının yanı sıra etkili bir sızdırmazlık özelliğine sahiptir. Nem toleransı, materyalin nemli dentin

yüzeylerine uygulanmasına olanak tanımakta, bu durum klinik uygulamalarda esneklik sağlamaktadır. Yüksek radyoopasitesi, radyografilerde materyalin kolayca tespit edilmesini ve teşhis-tedavi takibini kolaylaştırmaktadır. Dentine ve rezin bazlı restoratif materyallere güçlü bir şekilde bağlanarak restorasyonun bütünlüğünü desteklemektedir (Deepa ve ark., 2016; Meraji ve Camilleri, 2017).

MTA ve Biodentine gibi kalsiyum silikat esaslı materyallerde sürekli restorasyonun uygulanabilmesi için uzun bir sertleşme süresi gerekmektedir. Ancak, TheraCal LC'nin ışıkla sertleşme özelliği sayesinde bu süreç önemli ölçüde kısaltmakta ve restorasyonun daha hızlı ve pratik bir şekilde uygulanmasına olanak tanımaktadır. TheraCal LC, hidroksil iyonlarının salınımı ile çevredeki ortamın pH'ını yükselterek bakterilerin yaşamasına elverişsiz bir ortam oluşturmakta, kalsiyum salınımı, hidroksiapatit ve sekonder dentin köprü oluşumunu teşvik etmekte ve bu sayede pulpal iyileşmeyi ve mineralizasyonu desteklemektedir (Camilleri, 2014; Poggio ve ark., 2015; Yamamoto ve ark., 2017; Arandi ve Rabi, 2018).

2.4.2.4.2.2.

TheraCal LC'nin Dezavantajları

TheraCal LC, rezin içermeyen diğer pulpa kaplama materyalleriyle karşılaştırıldığında biyouyumluluk açısından daha düşük bir etkiye sahiptir. Ayrıca, TheraCal LC'nin geleneksel kalsiyum silikat bazlı materyallere kıyasla daha düzensiz bir dentin köprüsü oluşumuna neden olduğu belirtilmektedir (Bakhtiar ve ark., 2017). TheraCal LC'nin inflamatuvar reaksiyon oluşturduğu ve düşük biyouyumluluk gösterdiği belirtilmekte, sebebinin materyalde bulunan akrilik monomer olduğu öne sürülmektedir (Lee ve ark., 2015). Ayrıca, pulpa fibroblastları üzerinde toksik etki gösterdiği, Biodentine'e kıyasla daha fazla inflamasyona neden olduğu bildirilmektedir (Jeanneau ve ark., 2017; Alp ve Ulusoy, 2024).

2.4.3. Trikalsiyum Fosfat Esaslı Materyaller

Trikalsiyum fosfat (TCP) esaslı pulpa kaplama materyallerinin biyouyumlulukları, antibakteriyel özellikleri ve biyolojik olarak parçalanabilir yapı özellikleri pulpa tedavilerinde önem taşımaktadır. TCP, doğal kemik mineral bileşimine benzerliği nedeniyle dentin köprüsü oluşumunu desteklemekte ve pulpa iyileşmesini teşvik etmektedir. Bu materyaller, zamanla hidroksiapatite dönüşerek mineralizasyon sürecine katkıda bulunmakta ve sert doku oluşumunu artırmaktadır. Bununla birlikte,

trikalsiyum fosfat esaslı materyallerin düşük mekanik dayanıklılığı ve direncinin sınırlı olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Davaie ve ark., 2021). Ayrıca trikalsiyum fosfatın gözenekli yapısı nedeniyle mikrosızıntıyı tamamen önleyemediği ve bakteriyel infiltrasyona yol açabildiği gözlemlenmiştir. Bu nedenle, bazı araştırmacılar trikalsiyum fosfatın pulpa kaplama amacıyla kullanılmamasını önermektedir (Alp ve Ulusoy, 2024).

2.4.4. Çinkooksit Öjenol

Çinkooksit öjenol simanı, diş hekimliğinde uzun yıllardır kaide materyali ve geçici restoratif materyal olarak kullanılmaktadır. Çinkooksit öjenol, antiinflamatuvar ve yatıştırıcı özelliklere sahip olmasına rağmen, içeriğindeki öjenolün sitotoksik etkisi bulunmaktadır. Çinkooksit öjenolün biyolojik sızdırmazlık etkisi öjenol salınımına bağlıdır; ancak zamanla bu salınım belirgin şekilde azaldığından, arayüzde sızıntı artmakta ve bakteri eliminasyonu üzerindeki etkisi zayıflamaktadır. Çinkooksit öjenol ile kaplanan dişlerde kronik inflamasyon görüldüğü, pulpa iyileşmesinin gerçekleşmediği ve dentin köprüsü oluşumunun sağlanamadığı; kalsiyum hidroksit ile kaplanan kontrol grubu dişlerde ise dört hafta içinde iyileşme gözlemlendiği öne sürülmüştür. Bu bulgular, çinko oksit öjenolün direkt pulpa kaplama materyali olarak kullanımının biyouyumluluk açısından önemli kısıtlamalar içerdiğini ortaya koymaktadır (Hilton, 2009; Gonzalez-Lara ve ark., 2016; Alp ve Ulusoy, 2024).

2.4.5. Cam İyonomer / Resin Modifiye Cam İyonomer

Cam iyonomer simanlar (GIC) ve resin modifiye cam iyonomer simanlar (RMGIC), diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahip olup, pulpa kaplama materyali olarak da değerlendirilmektedir. GIC, dişe güçlü bir şekilde bağlanabilme özelliği ve flor salınımı ile ikincil çürükleri önleme kapasitesi sayesinde dikkat çekmektedir. Aynı zamanda biyouyumlu bir materyal olarak kabul edilmekte ve iyi bir bakteriyel sızdırmazlık sağlamaktadır. Ancak, GIC'nin doğrudan pulpa ile temasında sınırlamalar olduğu belirtilmiştir. Cam iyonomer, direkt pulpa kaplama materyali olarak kullanıldığında dentin köprüsü oluşumunu teşvik edememekte ve pulpal iyileşme üzerinde olumsuz etkiler gösterebilmektedir (Wiegand ve ark., 2007; Qureshi ve ark., 2014).

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMGIC), cam iyonomer simanların özelliklerinin geliştirilerek daha dayanıklı ve esnek hale getirilmiş bir formudur. RMGIC'ler, flor salınımı ve dentin ile güçlü bağlanma gibi avantajlarının yanı sıra, rezin içeriği sayesinde daha iyi fiziksel özellikler sunmaktadır. Ancak, direkt pulpa kaplama materyali olarak kullanıldığında RMGIC'lerin sitotoksik etkiler gösterebileceği ve kronik inflamasyona yol açabileceği rapor edilmiştir. Ayrıca, dentin köprüsü oluşumunun yetersiz olduğu ve pulpal iyileşmenin, kalsiyum hidroksit gibi geleneksel materyallere kıyasla daha zayıf olduğu belirtilmiştir (Souza ve ark., 2006; Berzins ve ark., 2010; Qureshi ve ark., 2014).

Cam iyonomer simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar, dolgu ya da kaide materyali olarak etkili bir şekilde kullanılabilirken, direkt pulpa kaplama materyali olarak kullanımlarında biyoyumluluk ve pulpal iyileşme açısından sınırlamalar mevcuttur. Bu nedenle, direkt pulpa kaplama için biyoyumlu ve dentin köprüsü oluşumunu teşvik eden alternatif materyallerin tercih edilmesi önerilmektedir (Ghoddusi ve ark., 2013; Qureshi ve ark., 2014).

2.5. Adezyon

Adezyon, iki farklı materyal ya da yüzey arasında meydana gelen moleküler düzeydeki çekim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Bağlantıyı sağlamak için "adeziv" olarak bilinen, genellikle viskoz yapıda bir ara tabaka kullanılmakta olup, bu tabakanın uygulandığı yüzeye "adherent" denilmektedir. Diş hekimliğinde, *adherent* terimi mine ve dentin gibi dental dokuların yanı sıra, kompozit, amalgam, cam iyonomer ve metal gibi restoratif materyalleri de kapsamaktadır. Adeziv uygulaması sonucu, adeziv ile *adherent* arasında bir ara yüzey oluşmaktadır ve bu yapıya adeziv bağlanma adı verilmektedir (Yoshida ve ark., 2004; Packham, 2018; Akbıyık, 2020; Altınay, 2023).

Adezyonun temelinde fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç farklı bağlanma türü bulunmaktadır. Fiziksel bağlanma, Van der Waals kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler gibi zayıf kuvvetlerle gerçekleşmektedir. Kimyasal bağlanma ise iyonik, kovalent veya metalik bağlar aracılığıyla oluşmakta olup, genellikle farklı özellikteki materyaller arasında sınırlı bir etkisi bulunmaktadır. Mekanik bağlanma ise yüzeydeki mikroskobik düzensizliklere adezivin tutunmasıyla meydana gelmekte ve diş hekimliğinde en sık görülen bağlanma biçimi olarak tanımlanmaktadır. Bu mekanik

bağlanma, kimyasal etkileşimlerle de desteklenebilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Marshall ve ark., 2010; Özkul ve Küçükeşmen, 2012; Perdigão ve ark., 2018; Altınay, 2023).

Güçlü bir adezyon elde edebilmek için, adeziv ile *adherent* yüzey arasındaki mesafenin mümkün olduğunca az olması ve adezivin yüzeye yayılabilirliğinin yüksek olması gerekmektedir. İyi bir ıslanabilirlik, adezivin yüzeye daha geniş bir alanda yayılmasını sağlamaktadır. Bu yayılma, adezivin yüzeye oluşturduğu değme açısı ile doğrudan ilişkili olup; değme açısı ne kadar küçükse, ıslanabilirlik ve dolayısıyla adezyon o kadar artmaktadır. Ayrıca, adezivin yüzey enerjisinin, *adherent* yüzeyin kritik yüzey enerjisinden düşük olması da bu yayılmayı kolaylaştıran bir faktör olarak öne çıkmaktadır (Roberson ve ark., 2002; Braga ve ark., 2010; Marshall ve ark., 2010).

Dış hekimliğinde mine ve dentin gibi sert dokularda etkin adezyon sağlanabilmesi için yüzeyin temiz olması büyük önem taşımaktadır. Tükürük, kan, organik atıklar, biyofilm ve smear tabakası gibi kontaminantlar yüzey enerjisini azaltarak adezyonu olumsuz etkilemektedir. Asitle pürüzlendirme işlemi, bu kontaminantları uzaklaştırırken yüzeyde mikroporoziteler oluşturarak adezivin daha iyi tutunmasını sağlamak ve yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirliği yükseltmektedir. Bu durum, hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanmanın etkinliğini artırmaktadır (Tjäderhane, 2015; Vermelho ve ark., 2017; Akbıyık, 2020).

2.5.1. Mine Adezyonu

Adezyonun etkili bir şekilde sağlanabilmesi için, bağlanacak yüzeylerin birbirine mümkün olan en yakın teması kurması gerekmektedir. Mine, yüzey enerjisi yüksek, düzgün ve yoğun bir biyofilm kaplamasına sahip olduğundan, materyallerle doğrudan etkili bir bağlantı oluşturamaz; yüksek inorganik içerik oranına sahip mine dokusu, asitlere karşı daha dirençlidir. Bu nedenle, mine yüzeyinin uygun bir şekilde hazır hale getirilmesi gerekmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2001; Perdigão ve ark., 2018).

1955 yılında Dr. Buonocore, akrilik rezinin pit ve fissürlere daha iyi tutunabilmesi amacıyla mine yüzeyinin %85 oranında fosforik asitle pürüzlendirilmesini önermiştir (Buonocore, 1955). Mine yüzeyine fosforik asit uygulandığında, hidroksiapatit kristalleri seçici bir şekilde çözülerek mine yüzeyinde makro ve mikro boyutta poroziteler oluşmaktadır. Ayrıca asit uygulaması sonrasında minenin yüzey gerilimi düşer ve yüzey

ıslanabilirliği artar. Rezin monomerler, bu oluşan porozitelere nüfuz ederek polimerizasyon sonucu mikromekanik bir bağlantı sağlamaktadır (Swift ve ark., 1995; Van Meerbeek ve ark., 2001).

2.5.2. Dentin Adezyonu

Adeziv materyaller, dentine hem mekanik hem de kimyasal yollarla veya bu iki yöntemin kombinasyonu ile bağlanabilmektedir. Tıpkı mine dokusunda olduğu gibi, dentinde de mikromekanik bağlantı önemlidir. Ancak dentine bağlanma, mineye oranla daha karmaşık ve zorlayıcıdır. Bu farklılığın temel nedenlerinden biri, dentinin mineye göre daha fazla organik içeriğe sahip olması ve yapısının tübüllerle dolu olmasıdır. Dentin tübüllerindeki sıvı varlığı, yüzeyin nemli kalmasına neden olarak adezyon sürecini zorlaştırmaktadır. Dentin adezyonunda, tübüllerin yoğunluğu, çapı, dentin geçirgenliği, yaş, smear tabakası ve hibrit tabakanın varlığı/yokluğu etkili diğer faktörlerdendir. Mine-dentin sınırından pulpaya doğru gidildikçe tübül yoğunluğu artmakta, yüzeyel dentinde ise daha az tübül bulunmakta ve bu durum rezin infiltrasyonunu kolaylaştırarak daha güçlü bir bağlanma sağlamaktadır. Bu nedenle, yüzeyel dentin en iyi bağlanma gücüne sahip bölge olarak kabul edilmektedir (Roberson ve ark., 2002; Sofan ve ark., 2017).

Dentin, %20 oranında organik bileşen, %75 inorganik madde ve %5 su ile diğer materyallerden oluşan bir yapıya sahiptir. Buna karşın, mine dokusu %90'dan yüksek oranda hidroksiapatit içerdiği için oldukça yüksek mineralizasyon göstermektedir. Kavite preparasyonu sonrasında dentin kalınlığının adezyon üzerindeki etkisi önemlidir; derin kavitelerde bağlanma gücü, yüzeyel kavitelerde elde edilen bağlantı kuvvetine göre düşüktür. Ancak, 4-META monomer içeren bazı dentin adezivlerinin, dentin derinliğinden bağımsız olarak etkili bağlanma sağladığı bildirilmektedir (Roberson ve ark., 2002).

Kavite preparasyonu sonrasında oluşan smear tabakası, dentin adezyonunu zorlaştıran bir diğer etkidir. Bu tabaka, dentin yüzeyinde 1-7 µm kalınlığında oluşan ve hidroksiapatit kristalleri, denatüre kollajen, kan, mikroorganizmalar ve tükürük gibi içeriklere sahip ince bir organik yapıdır. Smear tabakası, dentin yüzeyine gevşek bir şekilde tutunduğu için bu tabakaya doğrudan bağlanma çabaları genellikle başarısız olmaktadır. Bu nedenle, dentin yüzeyinde etkili bir adezyon elde edebilmek için smear tabakasının tamamen ortadan kaldırılması ya da yapısının modifiye edilmesi gerekmektedir. Dentin geçirgenliğini azaltan smear tabakası dentine zayıf bağlanmakta

olup günümüz adeziv sistemlerinde bu bağlanmanın bir etkisi bulunmamaktadır (Van Landuyt ve ark., 2005; Cevlek ve Atabek, 2020).

Adeziv materyallerin günümüzde bağlanma mekanizması hibrit tabaka oluşumu ile sağlanmaktadır. Nakabayashi, hibrit tabakayı, demineralize olmuş dentin yüzeyine monomerlerin infiltrasyonu ve ardından polimerizasyonu olarak tanımlanmıştır (Nakabayashi, 1992). Araştırmalar, hibrit tabakasının restorasyondan hemen sonra yüksek bağlanma ve sızdırmazlık elde edilmesinin ardından bozunmaya başladığını bildirmişlerdir. Bu sebeple adeziv sistemlerde hibrit tabakanın güçlendirilmesi amaçlanmaya başlanmıştır (De Munck ve ark., 2005).

2.6. Dental Adeziv Sistemler

2.6.1. Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Klinik uygulama tekniklerine göre adeziv sistemler; etch-and-rinse (total-etch) sistemler, self-etch sistemler, universal sistemler olarak sınıflandırılmaktadır.

2.6.1.1. Etch-rinse Sistemler (Total-etch)

Total-etch sistemler, mine ve dentin yüzeylerine bağlanmayı arttırmak amacıyla fosforik asitle hem mine hem dentinde pürüzlendirme ve ardından primer ile adeziv uygulamasını kapsayan sistemlerdir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Tay ve Pashley, 2003). Klinik uygulama protokollerine göre; asitin, primerin ve adezivin birbirinden ayrı şekilde uygulandığı üç aşamalı teknik ya da asitin ayrı, primer ve adezivin ise tek bir çözelti halinde uygulandığı iki aşamalı teknik (one bottle) olarak sınıflandırılmaktadır (Tay ve Pashley, 2003; Vaidyanathan ve Vaidyanathan, 2009; Da Rosa ve ark., 2015; Sofan ve ark., 2017).

Üç aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemlerinde, ilk adım olarak %30-40'luk fosforik asit mine ve dentin yüzeyine uygulanmakta, sonrasında yıkama işlemiyle diş temizliği sonrasında dentin yüzeyinde oluşan smear tabakası ortadan kaldırılmaktadır. Bu yöntem, minenin yüzey enerjisini ve alanını artırarak bağlanma kuvvetini yüksek düzeye çıkarmaktadır (Loguercio ve ark., 2014; Muñoz ve ark., 2015; Jayasheel ve ark., 2017; Sofan ve ark., 2017; Vermelho ve ark., 2017). Mine yüzeyine uygulanan asit, hidroksiapatit kristallerinin çözünmesine yol açarak 5-50 µm derinliğinde mikroporoziteler oluşturur (Erickson ve ark., 2009). Adeziv rezin, bu mikroporozitelere

penetre olmakta ve polimerizasyon sonrası mikromekanik bağlanma gerçekleşmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Perdigão ve ark., 2006).

Dentin yüzeyine uygulanan asit, hidroksiapatit kristallerini çözerek kristallerin dentinden uzaklaştırılmasına neden olur. Demineralizasyon sonucunda oluşan kollajen fibrilleri arasındaki boşluklar (yaklaşık 30 ± 11 nm), ortalama 5 µm derinliğe kadar uzanabilen ve adeziv monomerin penetrasyonuna olanak sağlayan kanallar şeklinde görev görmektedir. Total-etch adeziv sistemlerde ise asitleme işlemi smear tabakasını ortadan kaldırmayı, dentin tübüllerini açmayı ve kollajen liflerini ortaya çıkarmayı hedefler. Bu işlemin ardından uygulanan primer ve bağlayıcı ajanlar sayesinde hibrit tabakası oluşturulması amaçlanır (Phrukkanon ve ark., 2000). Dentin yüzeyinin aşırı pürüzlendirilmesi bağlanmayı zayıflatmakta, rezin monomerlerinin açık dentin tübüllerine yeterli penetrasyonunu engelleyerek kollajen ağı boyunca düzenli dağılamamasına neden olabilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Sofan ve ark., 2017). Bu durum, dentin tübüllerinde sıvı hareketine izin vererek hastalarda postoperatif hassasiyet veya ağrı hissine sebep olabilmektedir (Hashimoto ve ark., 2011; Tjäderhane ve ark., 2013). Derin kavitelerde pulpanın pulpa kaplama materyali ile korunmadığı durumlarda, dentin yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi geri dönüşümüz pulpal hasarlara yol açabilmektedir (Gürpınar ve ark., 2006).

Asidin pH seviyesi, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama süresi, demineralizasyon derecesini etkilemektedir (Swift, 2002). Mine yüzeyinde iyi bir bağlanma sağlanabilmesi için tam kurutma gerekirken, dentin yüzeyinde bağlanma için hafif nemli bir ortam gereklidir. Aşırı kurutma, kollajen fibrillerin büzülmesine yol açarak rezinin yeterli penetrasyonunu engelleyebilir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Pashley ve ark., 2011; Muñoz ve ark., 2013; Sezinando, 2014; Chen ve ark., 2015). Bu nedenle, hava spreyi yerine fazla suyun pamuk pelet ya da tek kullanımlık bir fırça yardımıyla uzaklaştırılması önerilmektedir (Swift, 2002). Aşırı nem adezivin seyrelmesinde neden olarak bağlanma kuvvetini azaltabilmektedir (Sezinando, 2014).

Asitleme işlemi sonrasında dentin yüzeyinde ortaya çıkan yüksek protein içerikli yapı, kritik yüzey gerilim değerini düşürmekte ve bu durum dentin yüzeyinin yeterince ıslatılamaması ve bağlanma etkinliğinin olumsuz etkilenmesine neden olmaktadır. Asit uygulamasının ardından, ikinci aşama olarak, demineralize edilmiş dentin yüzeyine primer uygulanmaktadır (Perdigão ve ark., 2006; Swift ve ark., 2008; Pashley ve ark.,

2011). Primer, dentin yüzeyindeki kritik yüzey gerilim değerini arttırmaktadır. Demineralize dentin yüzeyine uygulanan primer, kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek adeziv infiltrasyonunu kolaylaştırmaktadır (Swift, 2002; Pashley ve ark., 2011).

Primerler, aseton, etanol veya su gibi çözücüler içinde çözünmüş 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi hidrofilik monomerler içermektedir (Sofan ve ark., 2017). HEMA, düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik özelliği sayesinde dentin yüzeyinde yüksek ıslatma kapasitesine sahip etkili bir monomerdur (Cevlek ve Atabek, 2020). HEMA dışında, primer bileşiminde yer alabilen diğer monomerler arasında N-tolilglisidil metakrilat (NTG-GMA), bisfenildimetakrilat (BPDM), piromellitik asit dietil metakrilat (PMDM), diPENTAeritritol PENTAakrilat monofosfat (PENTA) ve 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META) bulunmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik fonksiyonel grupları içeren HEMA'nın hidrofilik kısmı dentin yüzeyine, hidrofobik kısmı ise kompozit rezine bağlanma sağlamaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Primer uygulanmış dentin yüzeyine adeziv rezin uygulanmaktadır. Adeziv rezinler Bis-GMA, TEGDMA, UDMA gibi hidrofobik monomerler içermekte olup, bunların yetersiz infiltrasyon özelliğini iyileştirmek için HEMA gibi hidrofilik monomerler de eklenmektedir (Sadek ve ark., 2008; Salles Scheffel ve ark., 2015). Adeziv rezinin dentine penetrasyonun yeterli olması için hidrofilik ve Bis-GMA gibi monomerlerle birlikte kopolimerizasyonu için hidrofobik gruplar içermesi gerekmektedir (Sadek ve ark., 2008; Salles Scheffel ve ark., 2015). Adeziv intertübüler dentine nüfuz etmesi ve ardından gerçekleşen polimerizasyon süreci sonucunda, dentin tübülleri içerisinde rezin tag'lerin oluşumu sağlanmakta ve hibrit tabakanın mekanik olarak sabitlenmesi gerçekleşmektedir (Erickson ve ark., 2009).

İki aşamalı etch-and-rinse adeziv sistemlerinde, pürüzlendirme aşaması üç aşamalı sistemlerde olduğu gibi fosforik asit uygulaması ile başlamakta; ancak primer ve bağlayıcı ajan tek bir şişede birleştirilmiş olarak sunulmaktadır. Bu sistemler literatürde "one-bottle" adezivler olarak tanımlanmakta, hidrofobik adeziv ile hidrofilik ve çözücü primer içermektedir (Reis ve ark., 2008; Song ve ark., 2015). Bağlanma mekanizması üç aşamalı total-etch sistemlerle aynı ve dentinin nemli kalması bu sistemlerde de bağlanma başarısı açısından önem taşımaktadır. Klinik uygulamada basamak sayısını azaltarak teknik hassasiyeti düşürme amacı taşısa da, bazı üreticiler tarafından bağlayıcının birden fazla kat halinde uygulanması önerildiğinden işlem süresinde artış yaşanabilmektedir.

Bununla birlikte, asitlenmiş dentin yüzeyine primer ve bonding ajanların eşzamanlı uygulanması, dentin yüzeyinin yeterince infiltrasyona uğramamasına ve hibrit tabakanın etkinliğinde azalmaya yol açabilmektedir. Ayrıca, yüksek polimerizasyon büzülmesi durumlarında bu sistemlerin postoperatif hassasiyet riskini artırabileceği belirtilmektedir (Swift, 2002; Sancaklı ve ark., 2014).

Total-etch sistemlerin basamak sayısının fazla olması nedeniyle teknik hassasiyet gerektirdiği ve bu durumun da hata riskini artırdığı öne sürülmüştür (Van Meerbeek ve ark., 2003; Chen ve ark., 2015). Bu sebeple üç aşamalı total-etch sistemlerde, yetersiz rezin infiltrasyonu, hibridizasyon, desteksiz kollajenler görülebilmektedir (Hashimoto ve ark., 2011; Tjäderhane ve ark., 2013). Su ve çözücülerin yüzeyden tam olarak uzaklaştırılamaması da hidrolitik bozunmaya neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2003).

Uygulama doğru yapıldığında, total-etch sistemlerin diş yüzeyine bağlanma gücünün self-etch sistemlere kıyasla daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Van Meerbeek, De Munck, Yoshida, ve ark., 2003; Hanabusa ve ark., 2012). Ancak dentinde matriks metalloproteinazların (MMP) salınımı total-etch sistemlerde daha fazla olup, kollajen yıkımına sebep olarak adeziv-dentin bağlantısının zaman içinde degradasyonuna neden olabilmektedir (Marchesi ve ark., 2014; Vermelho ve ark., 2017). Klinik ve laboratuvar çalışmalarında, postoperatif hassasiyetin total-etch adezivlerde daha sık görüldüğü öne sürülmüştür (Swift, 2002; Takamizawa ve ark., 2016; Javed ve ark., 2024). Total-etch sistemlerdeki bu yetersizlikler, yeni sistemlerin arayışına neden olmuştur.

2.6.1.2. Self-etch Sistemler

Self-etch sistemler, etch-and-rinse yöntemlerinin dentin demineralizasyonu ve rezin infiltrasyonu ile ilgili sınırlamalarını gidermek, klinik uygulamaları daha pratik hale getirmek ve işlem süresini kısaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Sundfeld ve ark., 2005). Smear tabakasının dentin ve pulpa dokusunu dış etkilere karşı koruyabileceği düşüncesiyle, bu tabakanın tamamen ortadan kaldırılması yerine smear tabakası içeren bir hibrit tabakasının modifiye edilmesiyle bağlanma sağlanmaktadır (Hamouda ve ark., 2011; Sofan ve ark., 2017). Bu sistemlerde fosforik asitle pürüzlendirme aşaması bulunmamakta, bunun yerine daha yüksek pH değerine sahip asidik fonksiyonel monomerler içeren sulu çözeltiler tercih edilmekte ve mine ve dentin aynı zamanda demineralize edilmektedir (Sofan ve ark., 2017). Bu nedenle, self-etch sistemler asidik

güçlerine göre kuvvetli ($\text{pH} \leq 1$), orta ($\text{pH} = 1,5$) ve zayıf ($\text{pH} \geq 2$) olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Giannini ve ark., 2015).

Kuvvetli self-etch adezivler, dentinde neredeyse tüm hidroksiapatit kristallerini çözerek derin demineralizasyona ve rezin infiltrasyonuna neden olarak kalın bir hibrit tabaka oluşumu sağlamakta ve bu yönüyle etch-and-rinse sistemlere benzer özellik göstermektedir. Mineye bağlanma etkinliği kabul edilebilir düzeyde olsa da, formülasyonlarında yüksek oranda su bulunması nedeniyle dentin yüzeyinden tamamen uzaklaştırılamayan su bağlanmayı olumsuz etkileyebilmektedir (Wagner ve ark., 2014). Yüksek asidite seviyeleri, dentinde geniş çaplı demineralizasyona ve yapısal bozulmalara neden olarak bağlanma dayanımını azaltabilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2005; Sofan ve ark., 2017). Hibrit tabaka içinde meydana gelen boşluklar ve pöröz yapılar, zamanla bağlanma kuvvetinde düşüşe yol açabilmektedir (Van Meerbeek, De Munck, Yoshida, ve ark., 2003; Silva E Souza ve ark., 2010).

Orta kuvvetli self-etch sistemlerin pH değeri yaklaşık 1,5 olup, dentinde demineralizasyon oluştururken hidroksiapatit kristallerini tamamen uzaklaştırmamaktadır. Böylece, kollajen fibrilleri hidroksiapatit kristalleri çevresinde korunarak kimyasal bağlanma için uygun yüzey oluşmaktadır (Yoshida ve ark., 2004). Bu sistemlerde yer alan 10-MDP gibi monomerler, hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonlarıyla kimyasal bağ oluşturarak bağlanma stabilitesini arttırmaktadır (Tay ve ark., 2004). Bu özellik ile hem mikromekanik hem de kimyasal bağlanma sağlanmaktadır. Ayrıca, bu sistemler kollajen yapıların hidrolitik bozunmaya karşı korunmasına yardımcı olarak bağlanmanın uzun dönemde sürdürülebilirliğini desteklemekte, restorasyonun ömrünü uzattığı belirtilmektedir (Van Meerbeek, De Munck, Yoshida, ve ark., 2003; Van Meerbeek ve ark., 2005). Ayrıca orta kuvvetli self-etch sistemlerin mine yüzeyine iyi bağlanma gösterdiği belirtilmektedir (Tay ve ark., 2004; Van Landuyt ve ark., 2008; Sekhri ve ark., 2016).

Zayıf self-etch sistemleri ise dentinde yalnızca yüzeysel bir demineralizasyon etkisi göstermekte ve smear tıkaçlarını tam anlamıyla uzaklaştıramamaktadır (Sofan ve ark., 2017). Bu sistemlerin avantajı, smear tabakasını bağlanma için bir ara yüzey olarak kullanarak postoperatif hassasiyeti azaltmalarıdır (Sofan ve ark., 2017). Ancak, düşük asidik özellikleri nedeniyle mineye bağlanma dayanımları yetersiz olup, etch-and-rinse sistemlere kıyasla daha sınırlı mekanik bağlantı sağlamaktadır (Hashimoto ve ark., 2004).

Özellikle mine yüzeyinde yeterli pürüzlendirme sağlayamadıkları için, mineye bağlanma performansları düşük kalmaktadır (Marchesi ve ark., 2014). Bu nedenle, zayıf self-etch sistemlerin uygulanmasından önce mine yüzeyinin selektif etch yöntemiyle fosforik asit ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir (Perdigão ve ark., 2014).

Self-etch sistemler, uygulama basamaklarına göre iki aşamalı ve tek aşamalı olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Sofan ve ark., 2017).

İki aşamalı self-etch sistemlerde ilk aşamada asidik monomer ve hidrofilik primer içeren self-etch primer uygulanırken, ikinci aşamada hidrofobik rezin içeren adeziv ajan uygulanmakta ve iki tabaka birlikte polimerize edilmektedir. Bu sistemlerin formülasyonuna dahil edilen 4-metakriloksietil trimellitat anhidrid (4-META), 2-metakriloksietil fenil hidrojen fosfat (Phenyl-P) ve 10-metakriloksidekil dihidrojen fosfat (MDP) gibi fonksiyonel asidik monomerlerle demineralizasyon sonucu açığa çıkan hidroksiapatit kristalleri ve bu kristallerde bulunan kalsiyum iyonları arasında elektrostatik düzeyde kimyasal etkileşim olduğu bildirilmektedir (Bağlar ve ark., 2015; Giannini ve ark., 2015; Tsuchiya ve ark., 2016). Bu etkileşim, hibrit tabakanın dentin yüzeyiyle daha sıkı bir temas kurmasını sağlayarak arayüz boşluğunun minimum düzeyde oluşmasına katkıda bulunmaktadır. Primerler mine ve dentini aynı anda asitle pürüzlendirme ve rezin infiltrasyonu sağlama özelliğine sahiptir (Sofan ve ark., 2017).

Tek aşamalı self-etch sistemlerde, self-etch asidik monomer, primer ve adeziv tek bir çözelti içinde birleştirilerek uygulanmaktadır (Sofan ve ark., 2017). Bu sistemler, smear tabakasının çözünmesi amacıyla yüksek su oranına sahip olmakta, aşırı hidrofilik özellik dentinden su geçişine izin vererek hidrolitik bozunmaya neden olacak suyu oluşturmaktadır (Tay ve Pashley, 2003; Lührs ve ark., 2008). Polimerizasyon sırasında oluşan ısı suyun rezin tabaka boyunca yayılımına sebep olmakta ve bu durum bağlanmayı olumsuz etkilemektedir (Tay ve ark., 2004; Sofan ve ark., 2017). Karıştırma gerektiren iki bileşenli ve karıştırma gerektirmeyen tek bileşenli olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır. İki bileşenli sistemlerde, su ve fonksiyonel monomer ayrı tutulmakta ve uygulama öncesinde karıştırılması gerekmektedir; bu da sistemin raf ömrünü uzatmaktadır (Giannini ve ark., 2015; Sofan ve ark., 2017). Tek bileşenli self-etch sistemler ise "all-in-one" olarak adlandırılan, tüm bileşenleri içeren tek bir şişede sunulan sistemlerdir ve uygulama öncesinde herhangi bir karıştırma gerektirmemektedir (Yeniad ve ark., 2008). Bu sistemlerde, asidik fonksiyonel monomerler, hidrofilik ve hidrofobik

monomerler, doldurucular ve çeşitli çözücüler (aseton, etanol, butanol), rezin bileşenleri ve foto başlatıcıları, inhibitörleri bir arada bulunmaktadır (Tay ve ark., 2004; Sofan ve ark., 2017). Özellikle kompozit rezinin polimerizasyonunun gecikmesi durumunda, bağlanma bölgesinde küçük damlacıkların oluştuğu ve bunun da adeziv bağlantıyı zayıflattığı belirtilmektedir (Van Landuyt ve ark., 2008).

Self-etch sistemlerinin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar arasında asitleme için ek bir aşamanın bulunmaması, rezin tag oluşumunun yüzeysel kalması, asidik yapının polimerizasyon sürecine olumsuz etkisi, hidrofilik ve hidrofobik bileşenlerin aynı sistem içinde bulunması nedeniyle çözücü retansiyonu ve faz ayrılması gibi durumlar yer almaktadır (Sezinando, 2014; Sofan ve ark., 2017).

Self-etch sistemlerin, total-etch sistemlere kıyasla daha düşük postoperatif hassasiyet oluşturduğu ve teknik hassasiyet gereksiniminin daha az olduğu bildirilmektedir (Swift, 2002). Ancak, mineye bağlanma etkinlikleri total-etch sistemlere oranla daha düşük seviyededir (Breschi ve ark., 2008; Perdigão ve ark., 2014). Self-etch sistemlerde asit oranının düşük olması nedeniyle mine yüzeyinde total-etch sistemler kadar etkili bir asitleme gerçekleştirilememekte ve bu durum mine yüzeyindeki tutuculuğu azaltmaktadır (Hanabusa ve ark., 2012). Bu sorunu gidermek amacıyla, self-etch sistemlerin uygulanmasından önce yalnızca mine kenarlarının asitlendiği “selektif etch” yöntemi geliştirilmiştir (Perdigão ve ark., 2014; Takamizawa ve ark., 2016). Bu teknikte, self-etch sistemlerin uygulanmasından önce mine yüzeyi fosforik asitle pürüzlendirilerek bağlanma performansı artırılmaktadır (Sofan ve ark., 2017). Ancak, derin dentinin istem dışı olarak asitlenmesi durumunda, self-etch adezivin dentinin derin katmanlarındaki demineralize bölgelere tam olarak nüfuz edemediği ve bu nedenle dentin bağlanmasının olumsuz etkilendiği rapor edilmiştir (Perdigão ve ark., 2014; Takamizawa ve ark., 2016).

Self-etch sistemleri, klinik uygulamalarda işlem süresini kısaltması ve teknik hassasiyeti azaltması nedeniyle avantaj sağlarken, mine bağlanmasının sınırlılığı ve hidrofilik yapıdan kaynaklanan dezavantajlar sebebiyle klinik kullanımda seçici asitleme (selektif etch) ya da orta kuvvetli self-etch sistemlerin tercih edilmesi önerilmektedir (Alkhamis ve ark., 2014; Giannini ve ark., 2015; Fehrenbach ve ark., 2022).

2.6.1.3. Universal Sistemler

Universal adeziv sistemler, total-etch ve self-etch adezivlerin teknik hassasiyeti ile daha uzun süre gerektirmesi ve bağlanma dayanımlarındaki farklılıklarının giderilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu tek aşamalı ve kendinden asitli sistemler, self-etch, etch-and-rinse veya selektif etch teknikleri ile uygulanabilmekte olup, klinik kullanımda geniş bir uygulama alanına sahiptir (Perdigão ve ark., 2014; Sofan ve ark., 2017). İlk kez 2011 yılında diş hekimliği alanında tanıtılan universal adeziv sistemler, mine ve dentin yüzeylerinde mekanik ve kimyasal bağlanma sağlamasının yanı sıra seramikler ve metal alaşımlarında da başarıyla kullanılabilmesi ve çeşitli bağlanma stratejileri sunabilmesi nedeniyle “multi mod” ya da “çok amaçlı adezivler” olarak da adlandırılmaktadır (Hanabusa ve ark., 2012; Sai ve ark., 2016; Sofan ve ark., 2017; Vermelho ve ark., 2017).

Universal sistemler, tek aşamalı self-etch adezivlere benzer içeriğe sahip olmakta ve hidroksiapatit içerisindeki kalsiyum iyonuna bağlanan fosfat veya karboksilat monomerleri içermektedir. Ayrıca içeriğinde bulunan 10-MDP monomeri, hidroksiapatite iyonik olarak bağlanarak stabil MDP-kalsiyum tuzlarının oluşumuna katkıda bulunmakta ve mikromekanik bağlanmaya ek olarak güçlü bir kimyasal adezyon sağlamaktadır (Sofan ve ark., 2017). Ayrıca, universal adezivlerin formülasyonlarında silan ve poliakrilik asit gibi monomerlerin bulunması sayesinde, cam seramik ve zirkonya esaslı restorasyonlarda silan olarak; metal ve polikristalin seramik esaslı restorasyonlarda ise primer olarak kullanılması önerilmiştir (Chen ve ark., 2015). Mine yüzeyinde dayanıklı bir bağlanma elde edebilmek için total-etch veya selektif etch ile ön pürüzlendirme işlemi yapılmasının in-vitro (Muñoz ve ark., 2015) ve in-vivo (Peumans ve ark., 2010) çalışmalarda olumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

Klinik kullanım açısından sunduğu esneklik ve farklı bağlanma stratejilerine adapte olabilme kapasitesi nedeniyle, universal adeziv sistemlerin giderek yaygınlaştığı görülmektedir. Bununla birlikte, uzun dönem bağlanma dayanıklılığını artırmak için tek aşamalı self-etch sistemlerdeki gibi içeriğindeki su sebebiyle oluşan hidrolitik bozunmayı önleyici yaklaşımların geliştirilmesi ve bağlanma mekanizmalarının daha detaylı incelenmesi gerektiği belirtilmektedir (DM Costa ve ark., 2017; Sofan ve ark., 2017; Figuerêdo de Siqueira ve ark., 2020).

2.6.1.4. Antibakteriyel içerikli adeziv sistemler

Diş çürüğü tedavisinde amaç çürük dokunun uzaklaştırılması ve dişin uzun süre fonksiyonunu sürdürebilmesi için uygun bir şekilde restore edilmesidir. Ancak, çürük dokunun tamamen temizlenmesine rağmen, kavitede bulunabilen bakteri ve toksinler sekonder çürük oluşumuna neden olabilmektedir. Bu nedenle, restorasyon öncesinde kavitenin antibakteriyel ajanlarla dezenfekte edilmesi ve antibakteriyel özelliği olan adeziv sistemlerin kullanılması önerilmiştir (Shafiei ve Memarpour, 2012).

Adeziv sistemlerde ilk olarak aldehit esaslı antibakteriyel ajanlar kullanılmıştır (Hansen ve Asmussen, 1997). Adeziv sistemlere glutaraldehit, klorheksidin ve rezin matriks içerisine immobilize metakriloyoksido-desilpirinidumbromid (MDPB) gibi antibakteriyel ajanlar eklenmiştir. Glutaraldehitin, antibakteriyel özellik göstermesinin yanı sıra hibrit tabakadaki kollajen liflerini stabilize edebilme kapasitesine sahip olduğu belirtilmiştir (Imazato, 2003). Klorheksidin diglukonat, periodontal ve endodontik işlemlerde irrigasyon ajanı olarak kullanılmasının yanı sıra restoratif tedavilerde kavitenin dezenfekte edilmesi amacıyla da uygulanmıştır (Fardal ve Turnbull, 1986). Ayrıca, klorheksidinin matriksin metalloproteinaz (MMP) inhibitörü olarak etki ederek kollajen liflerinin yıkımını önlediği ve adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını artırdığı bildirilmiştir (André ve ark., 2015).

Antibakteriyel bileşen MDPB monomerinin piridinyum bromid grubu, antibakteriyel etkiye ve negatif yüklü olan bakterilerin hücre zarını tahrip etme yeteneğine sahiptir (Imazato, 2003). MDPB'nin yüksek konsantrasyonlarının *S. mutans* biyofilmlerini ve planktonik hücrelerini kısa sürede elimine ettiği, düşük konsantrasyonlarının laktat dehidrogenaz enzim aktivitesini baskıladığı bildirilmiştir. MDPB'nin polimerizasyon sonrası primer matriks içinde sabit kalabildiği ve böylece uzun süreli antimikrobiyal etki sağladığı belirtilmiştir (Imazato ve ark., 2003; Izutani ve ark., 2011; Demirel ve ark., 2019).

Antibakteriyel özelliğe sahip adeziv sistemlerin kullanımı, çürük dokunun uzaklaştırılmasının ardından rezidüel bakteriyel kontaminasyonu baskılamada etkili bir yöntem olabilmektedir (Imazato ve ark., 2006). Self-etch (SE) sistemlerin smear tabakasını tamamen uzaklaştıramaması nedeniyle dentin yüzeyinde rezidüel mikroorganizmalar kalabilmektedir. Ayrıca, antibakteriyel içeriğe sahip adezivlerin, rezin büzülmesi ve arayüzde oluşabilecek mikroboşluklarda bakteri kolonizasyonunu

engelleyerek sekonder çürük oluşumunu önleyebileceği belirtilmiştir (Izutani ve ark., 2011; André ve ark., 2015). Bu kapsamda, restoratif tedavilerde antibakteriyel ajan içeren adezivlerin kullanımı, restorasyonların başarısını artırabilecek önemli bir strateji olarak değerlendirilmektedir.

2.7. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan, polimerizasyon sonucu sertleşen estetik restoratif materyallerdir ve mekanik dayanıklılık, biyouyumluluk, estetik özellikleri nedeniyle günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Restoratif materyallerin ideal özellikleri; yüksek mekanik direnç, estetik, aşınma direnci, biyouyumluluk, kolay manipülasyon, düşük termal iletkenlik, uzun raf ömrü, radyopasite ve boyutsal stabilite olarak belirtilebilir (Ilie ve Hickel, 2011; Zhou ve ark., 2019). Kompozit rezinler, ilk kez 1962 yılında R. Bowen tarafından tanımlanmış ve zaman içinde çeşitli formülasyonların geliştirilmesi ile klinik kullanımı yaygınlaşmıştır. Kompozit rezinler; organik matriks, inorganik doldurucu partiküller ve bu iki fazın entegrasyonunu sağlayan ara bağlayıcı ajanlardan oluşmaktadır (Puckett ve ark., 2007; Uluakay ve ark., 2011; Riva ve Rahman, 2019; Altınay, 2023).

Kompozit rezinlerin mine ve dentin dokusuna adezyonu, organik fazdaki monomer bileşenleri ile sağlanmaktadır. Organik faz, monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler ve ultraviyole stabilizatörlerden oluşmaktadır (Uluakay ve ark., 2011; Riva ve Rahman, 2019). Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerde organik matriks genellikle Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler içermekte; Bis-GMA düşük polimerizasyon büzülmesi sağlarken, renk değişimine dayanıklı UDMA yüksek mekanik direnç sunmaktadır (Ellakwa ve ark., 2007; Pehlivan ve Karacaer, 2014; Mansour, 2019). Bununla birlikte, yüksek viskoziteye sahip bu monomerlerin akışkanlığını artırmak amacıyla trifonksiyonel bir monomer olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) organik matrikse eklenmektedir (Goñalves ve ark., 2009; Pehlivan ve Karacaer, 2014). Organik fazın kontrolsüz polimerizasyonunu önlemek ve materyalin stabilitesini artırmak amacıyla fenol türevi inhibitörler içeriğe eklenmekte; polimerizasyonun başlatılması için otopolimerize sistemlerde dibenzolperoksit, ışıkla polimerize olan sistemlerde ise daha çok 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe eden kamforokinon başlatıcı olarak kullanılmaktadır (Lee ve ark., 1993; Chen, 2010). Otopolimerize kompozitlerin

polimerizasyonu ardından reaksiyona girmeyen içerikler, ultraviyole etkisiyle renklenmelere neden olabilmektedir. Renklenmenin önlenmesi amacıyla ultraviyole stabilizatörler ilave edilebilmektedir (Walter ve ark., 2009).

İnorganik faz, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini belirleyen doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Bu fazda kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, baryum, stronsiyum, çinko ve yitrium cam gibi bileşenler bulunmaktadır. Bu partiküller radyopasite sağlamakta, elastikiyet modülünü arttırmakta, polimerizasyon büzülmesini, genleşme katsayısını, su emilimini azaltmakta, mekanik dayanıklılığı artırmaktadır (Chen, 2010). Ayrıca, ışık geçirgenliği ve estetik özelliklerin geliştirilmesi için silika partikülleri eklenmektedir. Silikanın kristal formda olması polisaj işlemlerini zorlaştırdığından, günümüzde kristalin olmayan formlar daha yaygın olarak tercih edilmektedir. Kompozit rezinlerde inorganik doldurucunun şekli, miktarı, büyüklüğü kompozitin fiziksel özelliğini belirlemekte, yüksek dolduruculuk genleşme katsayısını, polimerizasyon büzülmesini ve su absorpsiyonunu azaltırken mekanik dayanımı arttırmaktadır (Rastelli ve ark., 2012; Habib ve ark., 2016).

Organik ve inorganik fazlar arasındaki uyumu sağlamak ve yapısal stabiliteyi artırmak amacıyla silan bazlı ara bağlayıcı ajanlar kompozit rezin sistemlerine dahil edilmektedir. Silan, kimyasal dayanıklılığı yüksek bir bileşendir, organik ve inorganik fazlar arasında kuvvetli bağ oluşturarak kompozit rezinin suya direncini ve uzun süreli klinik başarısını desteklemektedir (Habib ve ark., 2016; Thadathil Varghese ve ark., 2022).

Günümüzde mikro ve nano boyutlu doldurucu partiküllerin kullanımı ile kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri önemli ölçüde geliştirilmiş, polimerizasyon büzülmesi azaltılmış, aşınma direnci artırılmış ve estetik özellikler iyileştirilmiştir (Habib ve ark., 2016; Riva ve Rahman, 2019; Zhou ve ark., 2019). Bu gelişmeler doğrultusunda, kompozit rezinlerin anterior ve posterior bölgelerde kullanım alanları genişlemiş ve klinik başarı oranları artırılmıştır (Demarco ve ark., 2015; Zhou ve ark., 2019; Aminoroaya ve ark., 2020; Paolone ve ark., 2021).

2.7.1. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, klinik kullanım alanlarına ve fiziksel özelliklerine göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir.

2.7.1.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre; mega dolgulu kompozitler, makro dolgulu kompozitler, midi dolgulu kompozitler, mini dolgulu kompozitler, mikro dolgulu kompozitler, hibrit kompozitler, nano dolgulu kompozitler ve nano hibrit kompozitler olarak tanımlanmaktadır (Puckett ve ark., 2007; Ilie ve Hickel, 2011; Riva ve Rahman, 2019; Zhou ve ark., 2019).

- *Mega dolgulu kompozitler:* Partikül büyüklüğü 100 μm 'den fazla olan kompozit rezinlerdir. Oklüzal yüzeyde kullanılması önerilmektedir.
- *Makro dolgulu kompozitler:* 10-100 μm arasında büyük partiküller içeren kompozit rezinlerdir. Yüksek dayanıklılığa sahip olmalarına karşın, aşındıklarında yüzeyde pürüzlülüğe neden olmaktadır. Yeterli miktarda polisajlanamadığı için plak birikimi ve renklenme gibi sorunlara yol açabilmekte; bu nedenle, özellikle ön grup dişlerde kullanımları tercih edilmemektedir. Ayrıca oklüzal aşınmaya düşük direnci olmaları sebebiyle posterior bölgede kullanımı da önerilmemektedir.
- *Midi dolgulu kompozitler:* Partikül büyüklüğü 1-10 μm olan kompozit rezinlerdir.
- *Mini dolgulu kompozitler:* Partikül büyüklüğü 0,1-1 μm olan kompozit rezinlerdir. Makro dolgu kompozitlere kıyasla daha küçük ve sayıca çok doldurucu partiküllere sahip olması sebebiyle daha düzgün bir yüzey oluşumu sağlamaktadır. Sınıf 1 ve sınıf 2 restorasyonlar için önerilebilmektedir.
- *Mikro dolgulu kompozitler:* Partikül büyüklüğü 0,01- 0,1 μm olan kompozit rezinlerdir. Makro dolgulu kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilmekte ve daha yüksek sıkışma dayanıklılığına sahiptir. Partiküllerin ışık kırması, mineye benzer olduğundan estetik görünüm sağlamaktadır. Ön bölge restorasyonlar için tercih edilmektedir. Küçük partikül oranına sahip mikro dolgulu kompozitlerin yüzey özelliklerinin artmasının yanında viskosite artışı da görülmektedir. Sınıf 3, sınıf 4, sınıf 5 restorasyonlarda ve labial veneerlerde kullanımı önerilmektedir.
- *Hibrit kompozitler:* Farklı doldurucu partikül boyutlarına sahip farklı kompozit rezinlerin karışımı olan hibrit kompozitlerde mikro ve makro dolgulu kompozitlerin avantajları birleştirilmiştir. Yüzde oranı fazla olan partikül adıyla hibrit türü

belirlenmektedir. Yüzey özelliği düzgün olup ön bölgelerde, sınıf 3, sınıf 4, sınıf 5 restorasyonlarda, labial veneerlerde kullanımı önerilmektedir (Ilie ve Hickel, 2011).

- *Nano dolgulu kompozitler:* 0,001-0,01 μm arasında nano partiküller içeren ve yüksek cilalanabilirlik, artmış optik ve mekanik özellikler, mükemmel aşınma direncine sahip olan nano dolgulu kompozitler yüzey düzgünlüğü ve estetik özellikleri açısından mikro dolgulu kompozitlere benzerdir ancak estetik üstünlüğü nedeniyle mikro dolgulu kompozitlerden daha geniş kullanım alanına sahiptir (Chen, 2010).
- *Nano hibrit kompozitler:* Hibrit kompozitlere ek olarak nano partiküller içermektedir; yüksek mekanik dayanıklılık ve iyi cilalanabilirlik özellikleri bulunur.

2.7.1.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozitler polimerizasyon yöntemlerine göre; görünür ışıkla polimerize olan kompozitler, kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, dual-cure kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (Puckett ve ark., 2007; Ilie ve Hickel, 2011; Bortolotto ve ark., 2013; Jusoh ve ark., 2016; Zhou ve ark., 2019; Windle ve ark., 2022).

- *Işıkla polimerize olan kompozitler:* Genellikle ortalama 410-500 nm dalga boyundaki mavi ışıkla aktive olan kompozitlerdir; reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon, co-initiator olarak etil-4-benzoat, hızlandırıcı olarak alifatik amin içerirler ve yaygın olarak kullanılırlar (Lee ve ark., 1993). Polimerizasyonu başlatan aktivatör benzoin metileter, fotonları absorbe ederek enerjisini polimerizasyon enerjisine dönüştürmektedir. Uygulanan kompozitin kalınlığı 2 mm'yi aşarsa ışık polimerizasyon için yetersiz kalmakta; uygulanan farklı teknikler ile kompozitte yeterli polimerizasyon sağlanabilmektedir.
- *Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler:* İki bileşenli patların karıştırılması ve kimyasal reaksiyonun oluşması ile polimerize olur. Başlatıcı olarak dibenzol peroksit, hızlandırıcı olarak tersiyer aminler kullanılmaktadır. Stres bölgelerinde tercih edilmemekte, servikal lezyonlar, kama defektleri ve sınıf 3 restorasyonlarda kullanımları önerilmektedir. Derin kavitelere uygulanabilmekte; içeriğindeki tersiyer aminlerin kimyasal reaksiyonu sebebiyle renkleşme görülebilmektedir.

- *Dual-cure kompozitler:* Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerdir. Polimerizasyon ışıkla başlamakta, kimyasal olarak devam etmektedir. Büyük restorasyonlar, kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu alanlar için avantaj sağlamaktadır.

2.7.1.3. Vizkozitelerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozitler vizkozitelerine göre; akışkan kompozitler, kondanse olabilen kompozitler olarak tanımlanmaktadır (Puckett ve ark., 2007; Ilie ve Hickel, 2011; Riva ve Rahman, 2019).

- *Akışkan kompozitler:* Düşük viskoziteli olan ve ince tabakalar halinde uygulanabilen akışkan kompozitler pit ve fissür gibi dar alanlarda kullanılabilir. Organik matriks oranı yüksek, inorganik doldurucu oranı düşük olduğundan polimerizasyon büzülmesi fazladır. Adaptasyonları iyidir ancak yüzey pürüzlülükleri, mekanik dayanımları ve aşınma dirençleri düşüktür. 1. jenerasyon akışkan kompozitler pit ve fissür örtücü olarak, 2. jenerasyon akışkan kompozitler sınıf 1, 2, 3 restorasyonlarda kullanılır. Kavite adaptasyonunun iyi olması, rijit kompozit öncesi stress absorbe edici olarak kullanılmalarını sağlamıştır (Rastelli ve ark., 2012).
- *Kondanse olabilen kompozitler:* Amalgam benzeri kondansasyonla uygulanabilen bu kompozitler, artırılmış inorganik doldurucu oranı ve partikül içeriğine sahiptir, viskoziteleri daha fazladır. Kaviteye basınçla yerleştirilmeleri, yapışkan olmaması, kolay manipülasyonu, dişin anatomik formuna uygun oklüzal şekillendirme yapılabilmesi ve ideal kontakt noktalarının oluşturulabilmesi gibi avantajları; bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması ve yetersiz kondansasyon durumunda tabakalar arasında hava kabarcıklarının oluşması gibi dezavantajları bulunur (Jackson ve Morgan, 2000). 5 mm'ye kadar polimerizasyonu sağlanabilmektedir, böylelikle sık kavitelerin tek seferde doldurulması hekime kolaylık sağlar. Posterior bölgede kullanımı önerilmektedir.

2.8. Bağlanma Dayanımı Testleri

Restoratif materyaller ve adeziv sistemlerin klinik etkinliğinin değerlendirilmesi ve klinik uygulamalarda hekimlere yol gösterici veriler elde edilebilmesi için farklı in vitro test yöntemleri geliştirilmiştir. Restoratif materyallerin

mine ve dentin yüzeylerine ya da birbirlerine olan adezyonlarını değerlendirmek amacı ile uygulanması önerilen bağlanma dayanımı testleri, farklı materyallerin bağlanma mekanizmalarının belirlenmesinde ve materyallerin klinik başarılarının öngörülmesinde önem taşımaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha, Rambabu, Shankar, ve ark., 2014; El Mourad, 2018; Sano ve ark., 2020; Fan-Chiang ve ark., 2023).

Bağlanma dayanımı testleri statik ve dinamik olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Statik testlerde, örnek hareketsiz bir şekilde sabitlenerek kuvvet uygulanırken, dinamik testlerde materyaller tekrarlayan streslere ve hareketlere maruz bırakılarak çiğneme kuvvetleri taklit edilmektedir (Braga ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha, Rambabu, Shankar, ve ark., 2014; Heintze ve ark., 2015; Sekhri ve ark., 2016; Nekoofar ve ark., 2018; de Sá ve ark., 2021).

Statik testler bağlanma alanının büyüklüğüne göre makro ya da mikro testler olarak sınıflandırılmaktadır. Makro-bağlanma dayanımı testleri, bağlanma alanının 3 mm²'den büyük olduğu durumlarda uygulanmakta ve makaslama, gerilim, push-out gibi farklı test yöntemlerini içermektedir (Braga ve ark., 2010; Ismail ve ark., 2021). Mikro-bağlanma dayanımı testleri ise yaklaşık 1 mm² ya da daha küçük bağlanma alanlarında kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010; Nekoofar ve ark., 2018; Ismail ve ark., 2021; Falakaloğlu ve ark., 2023; Gurcan ve Sismanoglu, 2023; Özata ve ark., 2023).

Bağlanma dayanımı test sonuçları, çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. Uygulanan yük hızı, test ortamının nem oranı, termal yaşlandırma ve örneklerin hazırlanış şekli gibi parametreler elde edilen verilerin güvenilirliğini ve klinik geçerliliğini doğrudan etkileyebilmektedir. Bu nedenle, çalışmalarda standart test protokollerinin kullanılması, farklı çalışmaların bulgularının karşılaştırılabilmesi açısından önemlidir (Burke ve ark., 2008; Armstrong ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha ve ark., 2014).

Bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılan statik ve dinamik testlerin yanı sıra, restoratif materyallerin uzun dönem başarısını belirlemeye yönelik alternatif test yöntemleri de bulunmaktadır. Termal döngü testi, restorasyonların ağız içi sıcaklık değişimlerine karşı dirençlerini ölçerken, nanoindentasyon yöntemi yüzey sertliği ve elastikiyet modülü gibi mekanik özellikleri analiz etmektedir. Ayrıca, marjinal sızıntı testleri de restorasyonların mikro sızıntıya karşı dayanıklılığını değerlendirmede yaygın olarak kullanılmaktadır (Ayyıldız ve ark., 2009).

Klinik ortamda diş dokularına uygulanan kuvvetlerin dağılımına benzer özellik göstermesi, uygulanmasının kolay olması ve hızlı sonuç vermesi nedeniyle en yaygın kullanılan bağlanma dayanımı test yöntemi ise makaslama testidir (Versluis ve ark., 1997; Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.8.1. Mikro Gerilim Testi

Mikro gerilim (micro-tensile) bağlanma testi, adeziv sistemlerin mine ve dentin yüzeylerine bağlanma dayanımını değerlendirmek için kullanılan test yöntemidir. Test, 1 mm² ya da daha küçük bağlanma alanına sahip örnekler üzerinde uygulanmakta, küçük alanlarda bağlanma kuvvetlerinin doğru ölçülmesine olanak tanımaktadır (Kameyama ve ark., 2008; Van Meerbeek ve ark., 2010; Armstrong ve ark., 2017; Sihivahanan ve ark., 2022).

Mikro gerilim bağlanma testinde, örnekler bağlanma arayüzüne dik olacak şekilde cihaza sabitlenmekte ve kopma meydana gelene kadar 1mm/dk hızla çekme kuvveti uygulanmaktadır. Bu yöntemin avantajları; küçük bağlanma alanlarında homojen stres dağılımını sağlaması ve adeziv sistemlerin daha hassas bir şekilde karşılaştırılabilmesi olarak belirtilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2010; Armstrong ve ark., 2017; Sano ve ark., 2020; Sihivahanan ve ark., 2022).

Mikro gerilim testine ilişkin bazı zorlukların olduğu belirtilmektedir. Özellikle, 5 MPa'dan düşük bağlanma kuvvetlerinin ölçümü için örneklerin hazırlık süreci, örneğin kesilme aşamasında oluşan mikroyapısal değişimler, test prosedürünün hassasiyeti, örneklerin mekanik streslere karşı kolayca zarar görebilmesi gibi sorunlar bildirilmektedir (Versluis ve ark., 1997; Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha ve ark., 2014; Armstrong ve ark., 2017; Sano ve ark., 2020).

Mikro gerilim bağlanma testi, özellikle düşük bağlanma dayanımına sahip adeziv materyallerin değerlendirilmesinde yüksek duyarlılık göstermesi nedeniyle güvenilir bir analiz tekniği olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Braga ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.8.2. Makro Gerilim Testi

Makro gerilim (macro-tensile) bağlanma testi materyaller arası bağlanma alanının 3 mm²'den geniş olduğu durumlarda uygulanan test yöntemidir. Adeziv sistemlerin diş

dokularına ve restoratif materyallere, simanların zircon, seramik ve metal alaşımlarına bağlanma dayanımının belirlenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010; Scherrer ve ark., 2010; Murase ve ark., 2020; Kakkad ve ark., 2022).

Makro gerilim testinde, test örneği genellikle 3 mm çapında bir alan belirlenerek hazırlanmakta ve örneklerin her iki tarafına belirli bir yük uygulanmaktadır. Bağlanma arayüzünün yükleme eksenine dik olarak hizalanması önem taşımaktadır; aksi halde oluşabilecek eğilme gerilmeleri elde edilecek bulguların doğruluğunu olumsuz olarak etkileyebilmektedir. Gerilim testlerinde, stres dağılımının makaslama testlerine göre daha homojen olduğu belirtilmektedir (Braga ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2010; Sirisha ve ark., 2014).

Bu testin uygulanabilirliği, örneğin hazırlanma sürecindeki hassasiyete ve yükleme koşullarına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Örnek hazırlanması sırasında oluşabilecek hatalar, yükleme eksenine bağlı gerilme dağılımları, test sonuçlarında farklılıklara yol açabilmektedir (Braga ve ark., 2010). Bu nedenle, yükleme sırasında adeziv ara yüzeyin dik açıyla gerilmeye maruz kalmasını sağlamak için özel klipsler ya da bağlantı mekanizmaları kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.8.3. Mikro Makaslama Testi

Mikro makaslama bağlanma dayanımı testi, 1 mm²'den daha küçük bağlanma alanlarının değerlendirildiği test yöntemidir. Büyük örneklerde ortaya çıkabilecek boşlukların ve stres oluşturan faktörlerin bağlanma dayanımı üzerindeki olumsuz etkilerini azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Hara ve ark., 2001; Burke ve ark., 2008; Van Meerbeek ve ark., 2010; Heintze ve ark., 2015).

2002 yılında tanıtılan test yöntemi, küçük diş yüzeylerinde bağlanma dayanımını hassas bir şekilde ölçmeyi sağlamaktadır. Aynı diştten birden fazla örneğin hazırlanabilmesine olanak tanıyarak, farklı yüzeylerin bağlanma profillerinin detaylı bir şekilde incelenmesine katkıda bulunur. Mikro makaslama testi, mekanik dayanıklılığı düşük cam iyonomerler ya da kırılğan yapıya sahip mine dokusu gibi adherentlerin bağlanma performansını değerlendirmek için de uygun bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Ishikawa ve ark., 2007; Placido ve ark., 2007; Van Meerbeek ve ark., 2010; Nekoofar ve ark., 2018; Falakaloğlu ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023).

2.8.4. Makaslama Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi, restoratif materyallerin ve adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmek amacıyla en sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Makaslama testinde, iki materyal bir adeziv ajan aracılığıyla birleştirildikten sonra, yüzeye uygulanan kesme kuvveti ile ayrılma gerçekleşene kadar dayanımı ölçülmektedir (Versluis ve ark., 1997; Van Meerbeek ve ark., 2010; Odabaş ve ark., 2013; Alqahtani ve ark., 2022; Kudva ve ark., 2022; Jäggi ve ark., 2024).

Test prosedüründe, materyal ile bağlanan yüzey arasına sivri uçlu bir bıçak (knife-edge) yerleştirilerek belirli bir hızda kesme kuvveti uygulanmakta ve bağlanma dayanımı değerlendirilmektedir. ISO standartlarına göre, bıçağın hareket hızı 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında olmalıdır (Hara ve ark., 2001; Kudva ve ark., 2022).

Makaslama testinin başlıca avantajları; kolay uygulanabilir olması ve kısa sürede sonuç alınabilmesidir. Bağlanma sonrasında ek bir işleme gerek duyulmaması, yöntemin kullanıma elverişli olmasını sağlamaktadır. Ancak, bu testin temel dezavantajı, bağlanma yüzeyinde düzensiz stres dağılımına neden olabilmesi ve bunun sonucunda oluşan koheziv kırıkların test sonuçlarının yorumlanmasını zorlaştırabilmesidir (Hara ve ark., 2001; Sirisha ve ark., 2014; Dal Piva ve ark., 2018; Fornazari ve ark., 2020).

Bağlanma dayanımı testlerinde uygulanan yükleme hızının, sonuçlar üzerinde etkili olduğu belirtilmektedir. Yüksek hızda yükleme yapıldığında, koheziv kırıkların sıklığının arttığı ve test bulgularının adeziv ajanların gerçek fiziksel özelliklerini tam olarak yansıtamayabileceği öne sürülmektedir (Hara ve ark., 2001; Shooter ve ark., 2012).

Test sonrasında meydana gelen kırık tipleri, stereomikroskop ya da taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak analiz edilebilmektedir (Atabek ve ark., 2012; Pinzón ve ark., 2013; Bobby ve ark., 2020).

Makaslama testinde tespit edilen kırık tipleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

- *Adeziv kırılma*: İki materyal arasında oluşan kırık tipi
- *Koheziv kırılma*: Aynı materyal içerisinde meydana gelen kırık tipi
- *Mix kırılma*: Hem adeziv hem de koheziv kırığın birlikte görülmesi

Stereomikroskop, kırık tiplerinin yüzey morfolojisini düşük büyütmede üç boyutlu olarak incelenmesine olanak tanımakta, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ise

bağlanma yüzeyinin daha ayrıntılı olarak analizini sağlamaktadır (Ergün ve Yenisey, 2006; Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; Bansal ve ark., 2019; Donfrancesco ve ark., 2024).

2.9. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), 1960'lı yıllardan beri diş hekimliği ve malzeme bilimi alanlarında yaygın olarak kullanılan, yüksek çözünürlük ve derin odaklama kapasitesine sahip bir görüntüleme tekniğidir. SEM ile incelenen yüzeylerin morfolojik özellikleri detaylı bir şekilde analiz edilebilmektedir (Paradella ve Bottino, 2012; Olea-Mejia ve ark., 2014; Bortolotto ve ark., 2017).

Yöntemin temel prensibi, yüksek enerjili elektron demetinin örnek yüzeyiyle etkileşime girmesi sonucunda oluşan sinyallerin toplanması ve yorumlanmasına dayanır. Yüksek voltajla hızlandırılmış elektronlar, incelenecek örnek yüzeyine yönlendirilerek tarama işlemi gerçekleştirilir. Elektronların yüzey atomları ile etkileşime girmesiyle farklı sinyaller oluşur ve bu sinyaller algılayıcılar tarafından toplanarak bilgisayar ortamına aktarılır ve analiz edilir (Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; Olea-Mejia ve ark., 2014; Moreira ve ark., 2020).

SEM analizinin başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için incelenecek örneğin belirli kriterleri karşılaması gerekir. Örnek yüzeyinin düzgün bir şekilde taranabilmesi için, materyalin katı, temiz ve iletken özellikte olması önemlidir. Yapısında yalıtkan bölgeler içeren örnekler, elektron akışını sağlamak amacıyla ince bir iletken tabaka ile kaplanmalıdır. Bu kaplama, hem yüzey detaylarını koruyacak kadar ince hem de elektron akışını etkili şekilde yönlendirecek kadar iletken olmalıdır (Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; Olea-Mejia ve ark., 2014; Akbiyik ve ark., 2021).

SEM, sahip olduğu derin odaklama yeteneği sayesinde diğer mikroskop türlerinden ayrılmaktadır. Bu özellik, yüzey topografisinin detaylı bir şekilde analiz edilmesine olanak tanımaktadır. SEM'in odak derinliğinin ışık mikroskoplarına kıyasla 300 kat daha fazla olduğu ve net görme oranının 20 ile 100.000 kat arasında olduğu belirtilmektedir (Sato ve ark., 1994; Sato ve ark., 2004).

SEM ve stereomikroskop arasındaki en büyük fark, görüntü oluşturma prensiplerinden kaynaklanmaktadır. Stereomikroskop, ışık kullanarak görüntüleme yaparken, SEM elektron ışınlarından faydalanmaktadır. Stereomikroskopta yeterince ince

olan bir örnek üzerinden ışık geçerek mercekler aracılığıyla büyütme sağlanırken, SEM’de elektron lensleri ile odaklanan elektron ışını yüzey taraması gerçekleştirerek görüntü elde edilmektedir. Ayrıca, stereomikroskopun odak derinliği daha sınırlıyken, SEM yüksek odak derinliğine sahip olması sayesinde yüzey morfolojisinin detaylı incelenmesine olanak tanımaktadır (Paradella ve Bottino, 2012).

Diş hekimliği alanında SEM, dişlerin ve restoratif materyallerin yüzey özelliklerini değerlendirmek, adeziv sistemlerin bağlanma bölgelerini incelemek ve materyallerin aşınma süreçlerini analiz etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Paradella ve Bottino, 2012; Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; Moreira ve ark., 2020; Chisnoiu ve ark., 2021; Yavuz ve ark., 2022; Radeva ve Uzunov, 2023; Donfrancesco ve ark., 2024).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nano ve Optoelektronik Araştırma Laboratuvarı'nda in-vitro koşullarda gerçekleştirildi.

Tez projesinin etik kurul onayı İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 29/11/2022 - 617 sayılı kararı ile alındı.

3.1. Gereç

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Aletler

- D4K Pro Dental 3D yazıcı (EnvisionTEC, ABD)
- Universal test cihazı / Instron (Shimadzu Autograph AG-IS, Japonya)
- Stereomikroskop (Olympus SZX-7, Japonya)
- Hassas kesme cihazı (Buehler Isomet 1000, ABD)
- Zımparalama-parlatma cihazı (Buehler Metaserv 250, ABD)
- Işık cihazı (Woodpecker Led-B, Çin)
- Amalgamatör (CMF Silver Mix 90, İngiltere)
- Etüv cihazı (Termal Laboratuvar Aletleri, Türkiye)
- SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) (FEI Versa 3D, ABD)

3.1.2. Çalışmada Kullanılan Deney Materyalleri

- NeoPutty (Nusmile, ABD)
- TheraCal PT (Bisco, ABD)
- Biodentine (Septodont, Fransa)
- Dycal (Dentsply, ABD)
- Clearfil S3 bond (Kuraray, Japonya)
- G-ænial Universal Injectable (GC, Japonya) (Tablo 3-1).

Tablo 3-1. Deney materyallerinin içerik, üretici firma, lot ve uygulama bilgileri

Materyaller	İçerikleri	Lot no	Uygulama şekli
NeoPutty (Nusmile, ABD)	Di ve trikalsiyum silikat / kalsiyum alüminat / tantalyum oksit / trikalsiyum alüminat / kalsiyum sülfat / tescilli organik sıvı ve stabilizatörler	2024030711	Steril bir alet yardımı ile pulpa yüzeyine direkt olarak uygulanır. Materyal yıkanmaya karşı dirençli olduğundan, nemli pamuk pelet bekletilmeden restorasyon işlemi yapılabilir. 12-15 dakikada sertleşir.
TheraCal PT (Bisco, ABD)	Baz: Silikat cam karışımı çimento / polietilen glikol / dimetakrilat / Bis-GMA / baryum zirkonat Katalizör: Baryum zirkonat / yiterbiyum florür / başlatıcı	2400000356	Kanama kontrol altına alındıktan sonra pulpa yüzeyine direkt uygulanır, kavite duvarlarına adapte edilir. 20 sn süre ile ışıkla polimerize edilir ve ardından restoratif materyal uygulanır.
Biodentine (Septodont, Fransa)	Toz: Trikalsiyum silikat / dikalsiyum silikat / kalsiyum karbonat / kalsiyum oksit / demir oksit / zirkonyum oksit Likit: Kalsiyum klorid / hızlandırıcı / suda çözünbilen polimer	B28705	1 kapsül içerisine 5 damla likit damlatılır ve amalgamatörde 30 sn karıştırılır. Kaviteye yerleştirilir, 12 dakika sonra restorasyon uygulanır.
Dycal (Dentsply, ABD)	Baz: 1,3 Bütilen glikol disalisalat / çinko oksit / kalsiyum fosfat / kalsiyum tungstat / demir oksit Katalizör: Kalsiyum hidroksit / N-etil-o/p-tolun sülfonamid / çinko oksit / titanyum dioksit / çinko stearat / demir oksit	023305 (R1-26-21)	Baz ve katalizör eşit hacimde karıştırma kağıdına alınır, 10 sn materyalin kendi spatülü ile karıştırılır. Temiz bir aplikatör yardımı ile kaviteye yerleştirilir; 2,5-3,5 dakikada sertleşir.
Clearfil S3 Bond (Kuraray, Japonya)	Bis-GMA / HEMA / Ethanol / 10-MDP / hidrofilik alifatik dimetakrilat / koloidal silika / kamferokinon / silan kaplama ajanı / hızlandırıcılar / başlatıcılar / su	7P0072	Diş yüzeyine adeziv rezin 10 sn uygulanır, 5 sn hava ile kurutulur ve 20 sn ışıkla polimerize edilir.
G-aenial Universal Injectable (GC, Japonya)	%31 oranında metakrilat monomer içeren bir matris / %69 oranında silika ve baryum camı dolgu partikülleri / eser miktarda pigmentler ve fotobaşlatıcı	2403221	Yüzey hazırlığı ve adeziv uygulaması yapıldıktan sonra materyal katmanlar halinde kaviteye enjekte edilir ve her katman ışıkla 20 sn süre ile polimerize edilir.

3.2. Yöntem

Bu çalışmada, pulpa kaplama materyalleri NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal'ın self-etch adeziv Clearfil S3 Bond ile akışkan rezin kompozit G-aenial Universal Injectable'a bağlanma özellikleri makaslama bağlanma dayanım testi ve stereomikroskop

ile incelendi ve pulpa kaplama materyallerin sürekli dişlerin derin dentin dokusuna adaptasyonları SEM ile değerlendirildi.

3.2.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

3.2.1.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

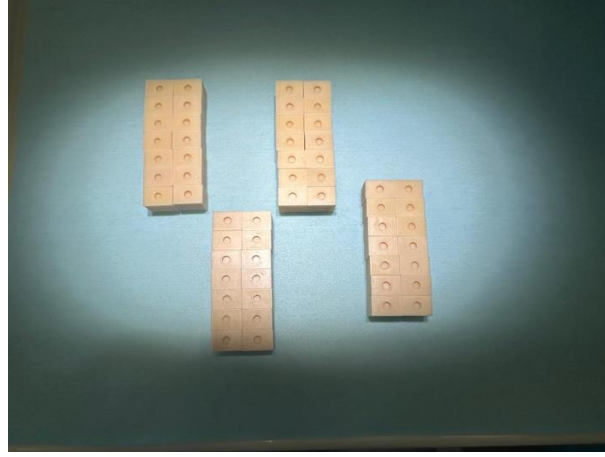
Örneklem sayısı G-Power analizinde; %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=0,663$ etki büyüklüğü ile her bir grupta minimum 11 olmak üzere 4 grup için toplam 44 örnek olarak hesaplandı. Olası diş kayıpları dikkate alındığında örnek sayısının %20 artırılarak toplam örneklem büyüklüğü 56 (n:14) olarak bulundu.

3.2.1.2. Rezin Blokların Hazırlanması

Pulpa kaplama materyallerinin kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi için merkezinde 4 mm çapında ve 2 mm derinliğinde boşluk bulunan, 1x1,5x1,5 cm boyutlarında toplam 56 adet rezin blok hazırlandı. Bloklar, üç boyutlu yazıcı (D4K Pro Dental, EnvisionTEC) kullanılarak diş hekimliği uygulamalarında kullanılan fotopolimer reçine materyali ile üretildi (Şekil 3-1). Hazırlanan rezin bloklar, pulpa kaplama materyallerinin standartlaştırılmış bir yüzey üzerinde test edilmesi amacıyla tasarlandı (Şekil 3-2).



Şekil 3-1. D4K Pro Dental 3D yazıcı (EnvisionTEC, ABD)



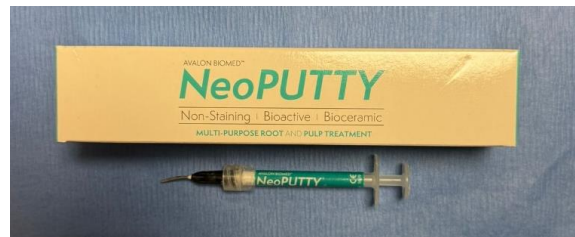
Şekil 3-2. Rezin bloklar

3.2.1.3. Örneklerin Hazırlanması / Pulpa Kaplama Materyallerinin uygulanması

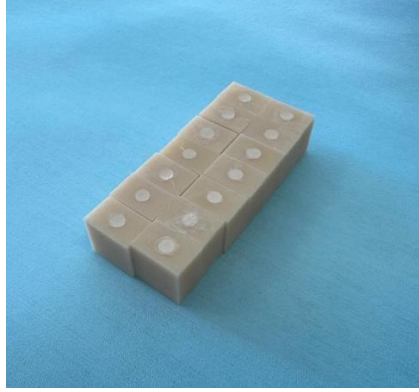
Çalışmada; örnekler NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal olmak üzere toplam 4 gruba ayrıldı ve her grupta 14 örnek olmak üzere toplam 56 örnek hazırlandı.

3.2.1.3.1. NeoPutty Grubu

NeoPutty, üretici firmanın önerilerine uygun olarak, kullanıma hazır olarak temin edildiği enjektörü ile uygulandı (Şekil 3-3). Materyal, önceden hazırlanmış silindirik kavitelerin üstünü tamamen kaplayacak şekilde steril bir aplikatör ile kavitelere yerleştirildi. Örnekler (n:14) 24 saat etüvde 37 °C, %100 nemde bekletildi ve bu işlemten sonra örnek yüzeylerinde düzeltme ya da yıkama işlemi yapılmadı (Şekil 3-4).



Şekil 3-3. NeoPutty (NuSmile, ABD)



Şekil 3-4. NeoPutty uygulanan örnekler

3.2.1.3.2. TheraCal PT Grubu

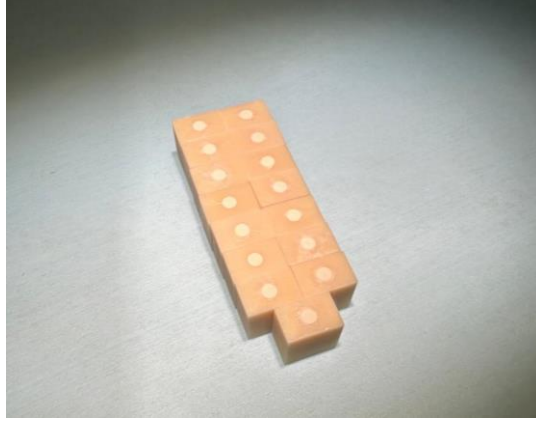
TheraCal PT, üretici firmanın önerilerine uygun olarak, temin edildiği şırınga ile uygulandı (Şekil 3-5). Materyal önceden hazırlanmış silindirik kavitelere üstünü tamamen kaplayacak şekilde steril bir aplikatör ile kavitelere yerleştirildi. Örnekler (n:14) materyalin sertleşmesi için üretici firmanın önerilerine uygun olarak 20 sn süre LED ışık cihazı ile polimerize edildi (Şekil 3-6), (Şekil 3-7).



Şekil 3-5. TheraCal PT (Bisco, ABD)



Şekil 3-6. TheraCal PT polimerizasyonu



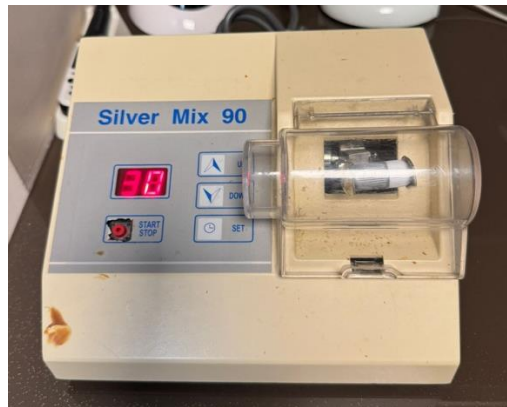
Şekil 3-7. TheraCal PT uygulanan örnekler

3.2.1.3.3. Biodentine Grubu

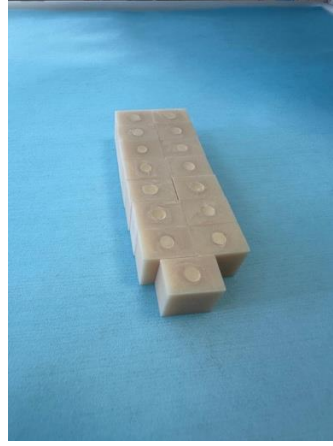
Biodentine tozu ve sıvısı (Şekil 3-8) üretici firmanın önerilerine uygun olarak, özel kapsül içerisine 5 damla damlatılarak birleştirildi. Kapsül, amalgamatörde 4000 rpm'de 30 saniye boyunca homojen bir kıvam elde edilene kadar karıştırıldı (Şekil 3-9). Hazırlanan karışım önceden oluşturulmuş silindirik kavitelerin üstünü tamamen kaplayacak şekilde steril bir aplikatör ile kaviteye yerleştirildi. Örnekler (n:14) 24 saat etüvde 37 °C, %100 nemde bekletildi (Şekil 3-10).



Şekil 3-8. Biodentine (Septodont, Fransa)



Şekil 3-9. Biodentine'in amalgamatörde karıştırılması



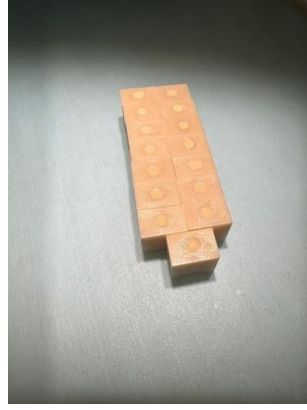
Şekil 3-10. Biodentine uygulanan örnekler

3.2.1.3.4. Dycal Grubu

Çalışmada geleneksel pulpa kaplama materyali olarak kalsiyum hidroksit preprati (Dycal) kontrol grubu olarak incelendi. Dycal'ın baz ve katalizör fazları (Şekil 3-11) üretici firmanın önerilerine uygun olarak, eşit hacimlerde temiz bir karıştırma kağıdına alındı. Materyal, 10 saniye boyunca homojen bir kıvam elde edilene kadar steril bir aplikatörle karıştırıldı. Karışım önceden hazırlanmış olan silindirik kaviteletin üstünü tamamen kaplayacak şekilde aplikatör ile kaviteye yerleştirildi. Materyalin sertleşmesi için örnekler (n:14) 2,5-3,5 dakika bekletildi (Şekil 3-12).



Şekil 3-11. Dycal (Dentsply Sirona, ABD)



Şekil 3-12. Dycal uygulanan örnekler

3.2.1.4. Örneklerin Hazırlanması / Adeziv ve Kompozit Rezın Uygulaması

NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal uygulanmış toplam 56 örneğin yüzeylerine Clearfil S3 Bond Universal adeziv rezin (Şekil 3-13) üretici firmanın önerileri doğrultusunda aşağıda belirtilen şekilde gerçekleştirildi:

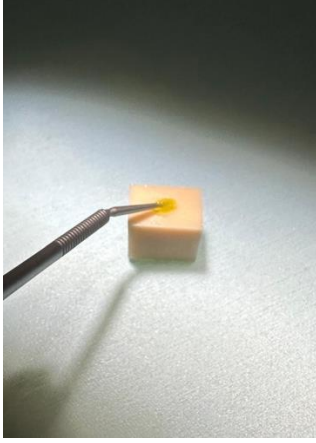
- Örneklerin yüzeylerine Clearfil S3 Bond Universal adeziv rezin, tek aşamalı self-etch tekniği ve mikro fırça ile 10 sn süreyle uygulandı (Şekil 3-15).
- Uygulama sonrasında adeziv rezin yüzeyi 5 sn boyunca hava ile hafifçe kurutuldu.
- Örneklerin yüzeyi LED ışık cihazıyla (Woodpecker Led-B, Çin) 20 sn süre ile polimerize edildi (Şekil 3-14) (Şekil 3-16).



Şekil 3-13. Clearfil S3 Bond (Kuraray, Japonya)



Şekil 3-14. LED ışık cihazı (Woodpecker Led-B, Çin)



Şekil 3-15. Adeziv ajan uygulaması

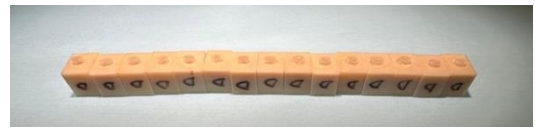
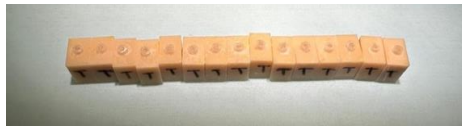


Şekil 3-16. Işık cihazı ile polimerizasyon

Örnek yüzeylerinde adeziv rezinlerin polimerizasyonunun tamamlanmasından sonra G-ænial Universal Injectable (GC) kompozit rezin, çapı 2 mm ve yüksekliği 2 mm olarak hazırlanan silindirik plastik tüpler yardımı ile tüm örneklere uygulandı. Kompozit rezin, LED ışık cihazı ile 20 sn boyunca polimerize edildi (Şekil 3-17), (Şekil 3-18).



Şekil 3-17. G-ænial Universal Injectable (GC, Japonya)



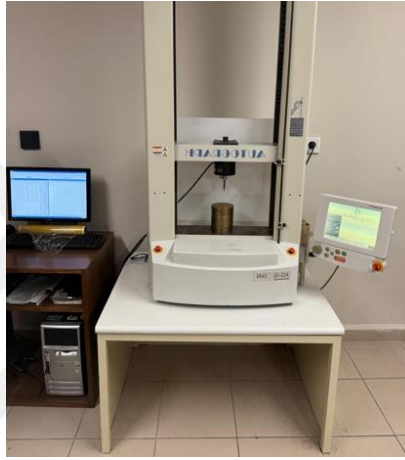
Şekil 3-18. Neoputty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında plastik tüp yardımı ile kompozit rezinlerin uygulandığı örnekler

Kompozit rezinin polimerizasyonu sonrasında, plastik tüpler bistüri yardımıyla kesilerek hassas bir şekilde örneklerden uzaklaştırıldı ve kompozit rezin yüzeyi ek olarak 20 saniye daha LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Hazırlığı tamamlanan örnekler

etüvde (37°C’de %100 nemli ortam) 24 saat bekletilerek makaslama bağlanma deneyine hazır hale getirildi.

3.2.1.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Bağlanma dayanım testleri için universal test cihazı (Shimadzu Autograph AG-IS, Japonya) kullanıldı (Şekil 3-19). Test sırasında, bıçak sırtı formundaki metal uç, kompozit rezin ile pulpa kaplama materyali arasındaki birleşim arayüzüne paralel olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3-20). Bağlanma yüzeyine universal test cihazı ile dakikada 1 mm hızla ayırma kuvveti uygulandı.



Şekil 3-19. Universal test cihazı / Instron (Shimadzu Autograph AG-IS, Japonya)



Şekil 3-20. Universal test cihazının ucunun örnekte konumlandırılması

Kompozit rezinin pulpa kaplama materyalinden ayrıldığı andaki kuvvet, Newton biriminde ölçüldü. Bu kuvvet değeri, kopma alanının yüzey alanına oranlanarak megapaskal (MPa) cinsine dönüştürüldü. Elde edilen değerler materyalin ortalama bağlanma dayanımı değerinin belirlenmesi için kaydedildi.

3.2.1.6. Örneklerde Kırık Yüzeylerinin Stereomikroskop ile İncelenmesi

Kırık tiplerinin analizi için tüm örnekler, 20x büyütme kullanılarak stereomikroskop (Olympus SZX-7, Japonya) (Şekil 3-21) ile incelendi.



Şekil 3-21. Stereomikroskop (Olympus SZX-7, Japonya)

İncelemeler, aynı kişi tarafından her bir örnek için iki kez yapıldı. Kırık tipleri adeziv, koheziv ve mix olmak üzere üç kategoride analiz edildi:

Adeziv kırık: Kompozit ile pulpa kaplama materyali arasındaki bağlanma bölgesinde kırılmanın oluşması

Koheziv kırık: Kompozit ya da pulpa kaplama materyali yapısında kırılmanın oluşması

Miks kırık: Adeziv ve koheziv kırık tipinin birlikte gözlenmesi

3.2.2. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

3.2.2.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

G Power analizinde; %95 güven ($1-\alpha$), %95 test gücü ($1-\beta$), $f=1,129$ etki büyüklüğü ile her bir grupta en az 4 olmak üzere toplam 16 örnek çalışmaya dahil edilmesi uygun görüldü. Olası diş kayıpları dikkate alındığında örnek sayısı %20 artırılarak toplam 20 örnek ($n:5$) çalışmaya dahil edildi.

3.2.2.2. Dişlerin Çekimi ve Deneye Hazırlanması

Çalışmada, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda ortodontik, periodontal ya da cerrahi nedenlerle çekim endikasyonu bulunan çürüksüz, restoratif işlem görmemiş, dental defekte sahip olmayan büyük azı dişleri kullanıldı. Çalışmaya çürüğü, beyaz nokta lezyonu, çatlağı, hipoplazisi, lekesi, mine defekti ve restorasyonu bulunan büyük azı dişleri dahil edilmedi. Dişlerin üzerindeki doku artıkları periodontal küret yardımıyla dikkatlice uzaklaştırıldı. Dişler çekimden deney zamanına kadar %0,5 kloramin solüsyonunda oda sıcaklığında bekletildi. Deney zamanında dişler solüsyondan çıkartılarak distile su ile yıkandı.

3.2.2.3. Dişlerde Kaviterin Açılması

NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal materyal gruplarında toplam 20 diş örneği ($n:5$) SEM analizi için hazırlandı.

Oklüzal mine, tüberkül tepelerindeki dentinin hafifçe görünür hale gelmesini sağlayacak şekilde 180 numaralı zımpara kağıdı kullanılarak düzleştirildi. Dişlerde 4 mm derinlik, 4 mm meziodistal genişlik ve 5 mm bukkolingual genişlik boyutlarında Sınıf I kaviterler hazırlandı (Şekil 3-22).



Şekil 3-22. Sınıf I kavite hazırlığı yapılan diş

Hazırlıklar, su soğutması altında, aeratörle yüksek hızda dönen, düz uçlu silindirik elmas frez (Jota, İsviçre) kullanılarak yapıldı (Şekil 3-23). Her grup için yeni frez kullanıldı. Kavite boyutları kumpas (Şekil 3-24) ile kontrol edildi, kavite derinliği periodontal prob ile ölçüldü.



Şekil 3-23. Silindirik elmas frez (Jota, İsviçre)



Şekil 3-24. Kumpas (SATA, Çin)

3.2.2.4. Dişlere Pulpa Kaplama Materyallerinin Uygulanması

3.2.2.4.1. NeoPutty grubu

NeoPutty, üretici firmanın önerilerine uygun olarak, kullanıma hazır şekli ile uygulandı. Materyal steril bir spatül yardımı ile alınarak önceden hazırlanmış Sınıf I kavitelerin derin dentin yüzeylerine uygulandı (Şekil 3-25). Hazırlanan örnekler (n:5) 24 saat boyunca nemli pamuk pelet ve üzeri geçici restorasyon ile bekletildi. Bu işlem sonrasında örneklerin yüzeyinde herhangi bir düzeltme veya yıkama işlemi yapılmadı.



Şekil 3-25. NeoPutty uygulanmış örnek

3.2.2.4.2. TheraCal PT Grubu

TheraCal PT, üretici firmanın önerilerine uygun olarak kullanıma hazır şekli ve şırıngası yardımı ile önceden hazırlanmış Sınıf I kavitelerin derin dentin yüzeylerine uygulandı. Hazırlanan örnekler (n:5) üretici firma önerilerine uygun olarak, 20 sn süre ile LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

3.2.2.4.3. Biodentine grubu

Biodentine, üretici firmanın önerilerine uygun olarak tozu ve sıvısı özel bir kapsül içerisine 5 damla sıvı damlatılarak birleştirildi. Kapsül, 4000 rpm hızında bir amalgamatör kullanılarak 30 saniye süre ile karıştırılarak homojen bir kıvam elde edildi. Hazırlanan karışım, steril bir aplikatör yardımıyla önceden hazırlanmış Sınıf I kavitelerin derin dentin yüzeylerine uygulandı (Şekil 3-26). Örnekler (n:5) 24 saat süresince nemli pamuk pelet ve üzeri geçici restorasyon ile bekletildi.



Şekil 3-26. Biodentine uygulanmış örnek

3.2.2.4.4. Dycal grubu

Dycal'ın baz ve katalizör fazları, üretici firmanın önerilerine uygun olarak eşit hacimlerde temiz bir karıştırma kağıdına alındı. Materyal, steril bir aplikatör yardımıyla yaklaşık 10 saniye süreyle karıştırılarak homojen bir kıvam elde edildi. Hazırlanan karışım, steril bir aplikatör kullanılarak Sınıf I kavite hazırlanmış diş örneklerinin (n:5) derin dentin yüzeylerine uygulandı. Materyalin sertleşmesi için 2,5-3,5 dakika beklendi.

3.2.2.5. Dişlere Adeziv Ajan ve Kompozit Rezin Uygulaması

Pulpa kaplama materyali uygulanmış kavitelerin tüm yüzeylerine Clearfil S3 Bond Universal (Kuraray, Japonya) adeziv rezin, tek aşamalı self-etch tekniği ve mikro fırça yardımı ile 10 sn süreyle uygulandı; adeziv rezin yüzeyi 5 sn süreyle hava ile hafifçe kurutuldu ve hazırlanan yüzey LED ışık cihazı ile 20 sn boyunca polimerize edildi.

Kompozit rezin materyali (G-ænial Universal Injectable (GC, Japonya) kaviteye iki tabaka halinde yerleştirildi; her tabaka 20 sn süreyle LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Restorasyonlar, uygulamadan 24 saat sonra ince elmas frezler ve aşındırıcı diskler

(3M) ile düzeltilip parlatıldı. Dişler materyallerin tam sertleşmesi ve dentin dokusunun neminin korunması amacıyla, 37°C’de serum fizyolojikte 24 saat bekletildi.

3.2.2.6. Diş Kesitlerinin Hazırlanması

Dişler, sıcaklık yardımıyla silikon muma sabitlenerek su soğutmalı düşük hızlı bir testere ile hassas kesme cihazında (Isomet 1000, Buehler, ABD) bukkolingual yönde dikey eksene paralel olacak şekilde kesildi (Şekil 3-27).



Şekil 3-27. Hassas kesme cihazı (Isomet 1000, Buehler, ABD)

Kesit yüzeyleri, sırasıyla 600, 800, 1.200, 2.000 grit zımpara kağıtları kullanarak zımparalama cihazında (Metaserv 250, Buehler, ABD) akan su altında düzleştirilip pürüzsüz hale getirildi (Şekil 3-28).



Şekil 3-28. Zımparalama-parlatma cihazı (Metaserv 250, Buehler, ABD)

Zımparalama işleminden sonra, yüzeyde kalan parlatma kalıntılarının giderilmesi amacı ile örnekler birkaç dakika distile su dolu bir kapta bekletildi; yumuşak bir fırça ve distile su ile nazikçe temizlendi. Temizlik işlemini takiben, örnekler hava kompresörü ile kurutuldu; bu işlem (yıkama ve kurutma) iki kez tekrarlandı.

Örnekler, tam kurumunun sağlanması ve SEM analizi sırasında nemin olumsuz etkilerinin önlenmesi amacı ile 3 gün süre ile 37 °C’de etüvde bekletildi (Şekil 3-29).



Şekil 3-29. Etüv cihazı (Termal Laboratuvar Aletleri, Türkiye)

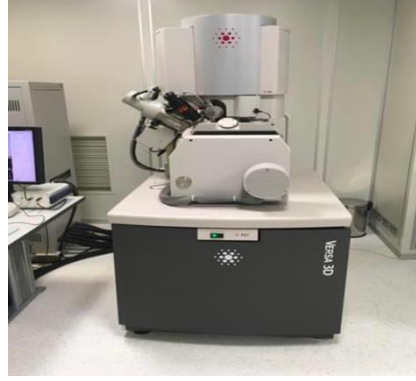
Kurutma işlemi tamamlandıktan sonra, yüzeyde kalan olası toz ya da partiküller basınçlı hava ile dikkatlice temizlendi.

3.2.2.7. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) İncelenmesi

SEM analizi İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nano-Optoelektronik Araştırma Laboratuvarı’nda gerçekleştirildi.

SEM (FEI) analizi için örnekler iletken bantlarla mikroskop tablasına sabitlenerek görüntüleme sırasında elektron ışınının yüzeyde dağılması önlendi. SEM prosedürleri 20 kV’lık yüksek vakum altında yapıldı. Örneklerde, pulpa kaplama materyali ve kavite tabanı dentini arasında iki farklı noktadan (derin ve sıkı dentin yüzeyi) farklı büyütme oranlarında (x500, x1000, x20000) yüzey görüntüleri alındı (Şekil 3-30).

SEM ölçek çubuğu, pulpa kaplama materyalleri ile dentin dokusu arasındaki ayrılmış segmentlerin mesafesini belirlemek için kullanıldı; örneklerde farklı noktalarda alınan boşluk (gap) değerleri (μm) kaydedildi. Her örnek için iki farklı ölçüm noktasından elde edilen değerlerin ortalaması alındı.



Şekil 3-30. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) (FEI Versa 3D, ABD)

3.2.3. İstatistiksel Analiz

Makaslama dayanımı testi verileri IBM SPSS v23 ile analiz edildi. Normal dağılım Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Üç ve üzeri bağımsız gruplarda normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılmasında Tek yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar varyanslar homojen olmadığı için Tamhane Testi ile incelendi. Nicel verilerin gösteriminde aritmetik ortalama±standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) olarak verildi. Anlamlılık düzeyi $p<0,001$ olarak değerlendirildi.

Stereomikroskop ile analiz edilen materyal ve kırık tipleri arasındaki bağlantı IBM SPSS v23 ile analiz edildi. Veriler Monte Carlo düzeltilmeli Fisher Exact Testi ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni düzeltilmeli z testi ile incelendi. Kategorik değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler n ve % olarak verildi. Önem düzeyi $p<0,001$ olarak alındı.

SEM ile analiz edilen materyal-dentin yüzeyi arasında oluşan boşluk (gap) değerlerinin istatistiksel verileri IBM SPSS v23 ile analiz edildi. Her örnek için iki farklı ölçüm noktasından elde edilen değerlerin ortalaması alındı. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal–Wallis testi uygulandı. Anlamlı fark saptanmasının ardından, gruplar arası farklılığın yönünü belirlemek amacıyla Dunn's post-hoc testi kullanıldı. Nicel veriler aritmetik ortalama±standart sapma ve ortanca (minimum–maksimum) olarak sunuldu. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak değerlendirildi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal pulpa kaplama materyallerinin self-etch adeziv Clearfil S3 Bond ile akışkan rezin kompozit G-aenial Universal Injectable'a bağlanma özelliklerinin makaslama bağlanma dayanımı testi ve stereomikroskop, materyallerin sürekli dişlerin derin dentin dokusuna adaptasyonlarının SEM ile incelenmesi sonrası elde edilen bulgular aşağıda belirtilmektedir.

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında, materyallerin adeziv sistem ile kompozite bağlanma değerleri (MPa) ve gruplarda saptanan ortalama değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılmaları Tablo 4-1 ve Şekil 4-1'de görülmektedir.

Tablo 4-1. Materyal gruplarında saptanan bağlanma dayanımı değerleri (MPa) ve materyal gruplarının karşılaştırılmasına ilişkin bulgular

Gruplar	Ortalama $\pm$ SS	Ortanca (min-mak)
NeoPutty	13,191 $\pm$ 6,69 ^c	13,941 (2,094 - 22,438)
TheraCal PT	45,404 $\pm$ 12,224 ^b	43,848 (27,5 - 67,969)
Biodentine	23,397 $\pm$ 10,109 ^a	19,078 (10,367 - 41,828)
Dycal	21,791 $\pm$ 4,743 ^a	22,543 (14,383 - 31,656)

Tek yönlü varyans analizi; ^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, $p < 0,001$

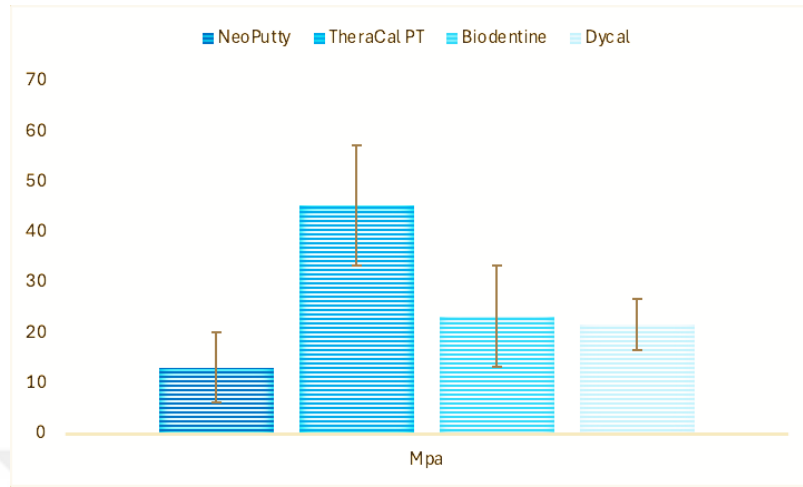
Materyal gruplarında saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerleri; NeoPutty grubunda 13,191 $\pm$ 6,69, TheraCal PT grubunda 45,404 $\pm$ 12,224, Biodentine grubunda 23,397 $\pm$ 10,109, Dycal grubunda 21,791 $\pm$ 4,743 olarak saptandı.

Materyal gruplarında ortalama bağlanma dayanımı değerleri; TheraCal PT > Biodentine > Dycal > NeoPutty olarak elde edildi.

Gruplar arası karşılaştırmada; TheraCal PT, NeoPutty ve Biodentine gruplarında saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında, gruplar arasındaki farklılıkların anlamlı olduğu ($p < 0,001$); Biodentine ve Dycal grupları arasındaki farklılığın ise anlamlı olmadığı ($p < 0,001$) belirlendi.

TheraCal PT grubunda saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerinin diğer tüm materyaller gruplarında elde edilen ortalama değerlerden anlamlı derecede yüksek olduğu

($p<0,001$); NeoPutty grubunda saptanan ortalama bağlanma dayanımının ise diğer tüm materyal gruplarına göre anlamlı derecede düşük olduğu ($p<0,001$) belirlendi.



Şekil 4-1. Gruplarda saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerleri (MPa) grafiği

4.2. Stereomikroskop Analizi / Kırılma Tipleri Bulguları

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası örneklerde (n:56) pulpa kaplama materyalleri ile kompozit restorasyonu arasında oluşan kırılma tiplerinin stereomikroskop analizi bulguları ve istatistiksel karşılaştırılması Tablo 4-2’de görülmektedir.

Tablo 4-2. Gruplarda saptanan kırılma tipi oranları ve karşılaştırmaları

Gruplar	Adeziv	Koheziv/ Biyomateryal	Koheziv/ Kompozit	Mix
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
NeoPutty	1 (7,1)	13 (92,9) ^a	0 (0)	0 (0) ^a
TheraCal PT	4 (28,6)	2 (14,3) ^b	2 (14,3)	6 (42,9) ^b
Biodentine	5 (35,7)	7 (50) ^{ab}	0 (0)	2 (14,3) ^{ab}
Dycal	1 (7,1)	9 (64,3) ^a	0 (0)	4 (28,6) ^{ab}
Toplam	11 (19,6)	31 (55,4)	2 (3,6)	12 (21,4)

Monte Carlo düzeltilmeli Fisher Exact Testi; $p<0,001$

NeoPutty grubunda kırık tipleri; koheziv/biyomateryal %92,9, adeziv %7,1, koheziv/kompozit %0 ve mix %0 oranlarında elde edildi.

TheraCal PT grubunda kırık tipleri; mix %42,9, adeziv %28,6, koheziv/biyomateryal %14,3 ve koheziv/kompozit %14,3 oranlarında saptandı.

Biodentine grubunda kırık tipleri; koheziv/biyomateryal %50, adeziv %35,7, mix %14,3, koheziv/kompozit %0 oranlarında bulundu.

Dycal grubunda kırık tipleri; koheziv/biyomateryal %64,3, mix %28,6, adeziv %7,1, koheziv/kompozit %0 olarak elde edildi.

Koheziv/biyomateryal kırık tipinin; NeoPutty, Biodentine, Dycal grupları arasında ve TheraCal PT-Biodentine grupları anlamlı farklılık oluşturmadığı saptandı.

NeoPutty grubunda TheraCal PT grubuna göre anlamlı derecede daha fazla koheziv/biyomateryal kırık tipi görüldü ($p<0.001$).

Mix tipi kırık tipinin; NeoPutty-Biodentine-Dycal grupları arasında ve TheraCal PT-Biodentine-Dycal grupları anlamlı farklılık oluşturmadığı belirlendi.

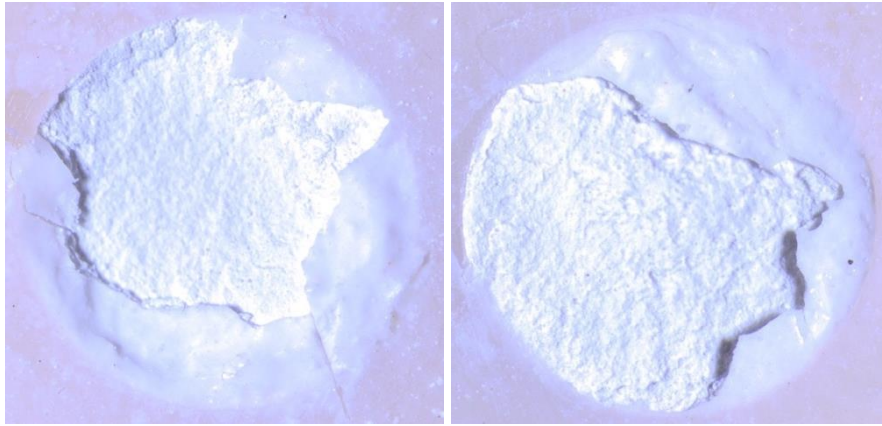
TheraCal PT grubunda NeoPutty grubuna göre anlamlı derecede daha fazla miks kırık tipi gözlemlendi ($p<0.001$).

Adeziv kırık ya da koheziv/kompozit kırık tipinin gruplar arasında anlamlı farklılıklar oluşturmadığı belirlendi.

4.2.1. Stereomikroskop Görüntüleri

Stereomikroskopta NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ve Dycal gruplarında pulpa kaplama materyalleri ve restoratif materyal ara yüzlerinin incelenmesinde gözlenen kırık tiplerinin görüntüleri (x20) (Şekil 4-2 – Şekil 4-17)' de gösterilmektedir.

4.2.1.1. NeoPutty Grubu Stereomikroskop Görüntüleri

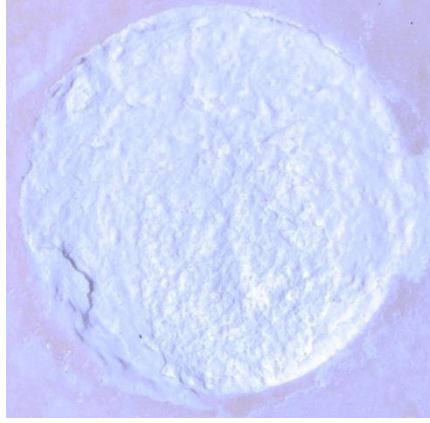


Şekil 4-2. Koheziv kırık (N)

Şekil 4-3. Koheziv kırık (N)



Şekil 4-4. Koheziv kırık (N)

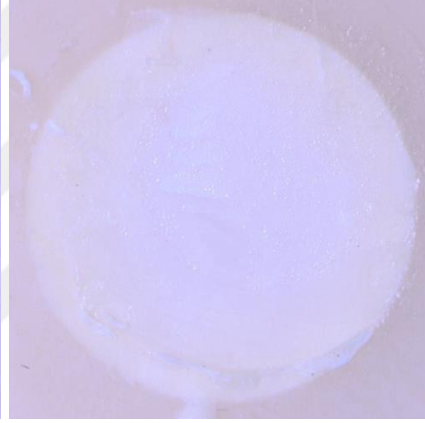


Şekil 4-5. Adeziv kırık

4.2.1.2. TheraCal PT Grubu Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 4-6. Koheziv kırık (T)



Şekil 4-7. Adeziv kırık



Şekil 4-8. Miks kırık



Şekil 4-9. Miks kırık

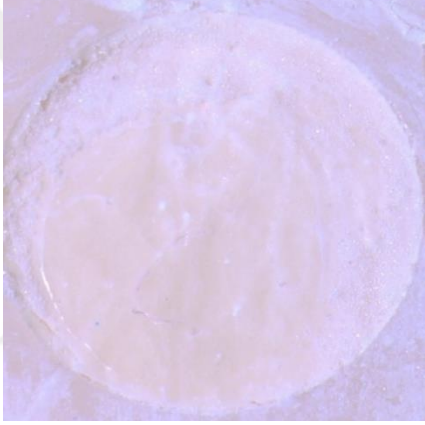
4.2.1.3. Biodentine Grubu Stereomikroskop Görüntüleri



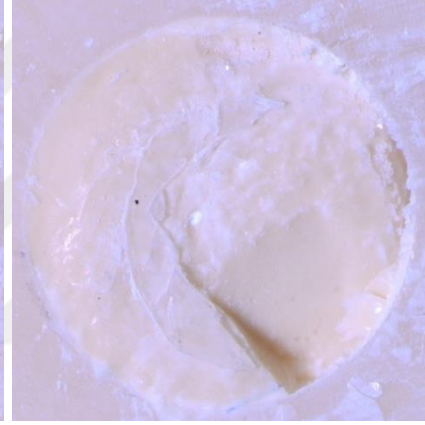
Şekil 4-10. Koheziv kırık (B)



Şekil 4-11. Koheziv kırık (B)

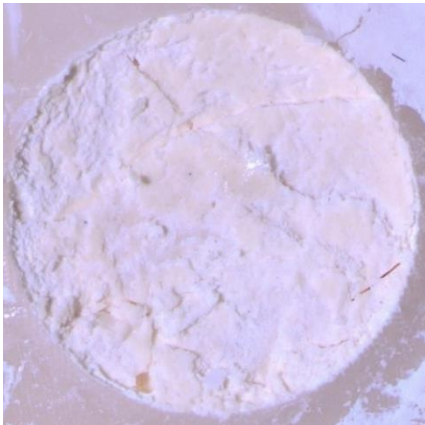


Şekil 4-12. Adeziv kırık

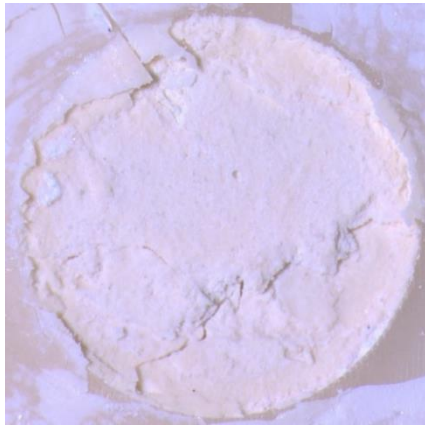


Şekil 4-13. Miks kırık

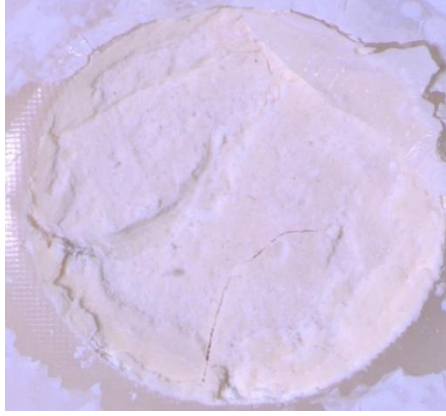
4.2.1.4. Dycal Grubu Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 4-14. Koheziv kırık (D)



Şekil 4-15. Koheziv kırık (D)



Şekil 4-16. Adeziv kırık



Şekil 4-17. Miks kırık

4.3. SEM Analizi Bulguları

NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında, pulpa kaplama materyalleri ile derin dentin yüzeyleri arasında saptanan ortalama ve ortanca mikrogap (boşluk) değerleri (μm) ve materyal gruplarında saptanan ortalama değerlerin karşılaştırılmalarına ilişkin bulgular Tablo 4-3’de görülmektedir.

Tablo 4-3. Gruplarda dentin ve pulpa kaplama materyalleri yüzeyleri arasında saptanan mikrogap değerleri (μm) ve materyal gruplarının karşılaştırılmasına ilişkin bulgular

Gruplar	Ortalama $\pm$ SS	Ortanca (min-mak)
NeoPutty	3.026 ± 1.745^c	2.798 (0.936 – 5.781)
TheraCal PT	42.740 ± 3.937^a	42.390 (37.689 - 48.688)
Biodentine	3.424 ± 1.264^c	2.752 (2.349 – 5.255)
Dycal	6.971 ± 1.506^b	6.984 (4.786 – 8.768)

Kruskal-Wallis testii; ^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, $p < 0,05$

Materyal gruplarında, pulpa kaplama materyalleri ile dentin yüzeyi arasında oluşan ortalama mikroboşluk (gap) değerleri NeoPutty grubunda $3,026 \pm 1,745 \mu\text{m}$, TheraCal PT grubunda $42,740 \pm 3,937 \mu\text{m}$, Biodentine grubunda $3,424 \pm 1,264 \mu\text{m}$, Dycal grubunda ise $6,971 \pm 1,506 \mu\text{m}$ olarak saptandı.

En düşük boşluk değerleri NeoPutty ve Biodentine gruplarında gözlemlendi.

Materyal gruplarında elde edilen ortalama boşluk değerleri, TheraCal PT > Dycal > Biodentine $\approx$ NeoPutty olarak belirlendi.

TheraCal PT, NeoPutty, Biodentine ve Dycal gruplarında saptanan ortalama boşluk değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılmasında farklılığın anlamlı olduğu ($p<0,05$) görüldü.

TheraCal PT grubunda saptanan ortalama boşluk değerinin diğer tüm materyal gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu ($p<0,05$) tespit edildi.

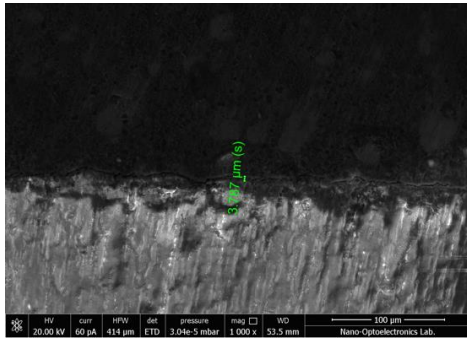
Dycal grubunda elde edilen ortalama boşluk değerinin NeoPutty ve Biodentine gruplarına göre anlamlı derecede daha yüksek olduğu ($p<0,05$) saptandı.

NeoPutty ve Biodentine gruplarında saptanan ortalama boşluk değerleri arasında anlamlı farklılık ($p>0.05$) bulunmadı.

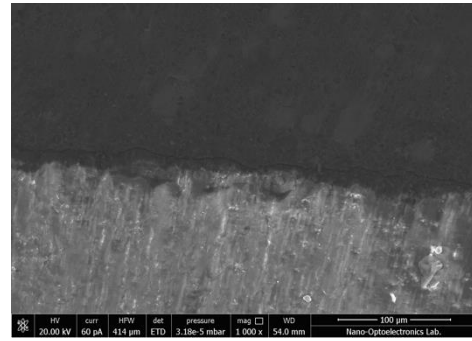
4.3.1. SEM Görüntüleri

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile elde edilen görüntülerde, NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ve Dycal pulpa kaplama materyallerinin dentin yüzeyi ile olan adaptasyonlarının farklı büyütme oranlarındaki görüntüleri (x500, x1.000, x20.000) (Şekil 4-18 – Şekil 4-33) görülmektedir.

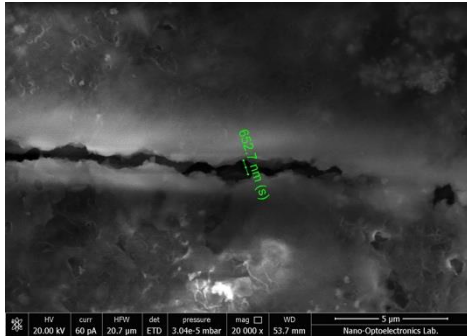
4.3.1.1. NeoPutty Grubu SEM Görüntüleri



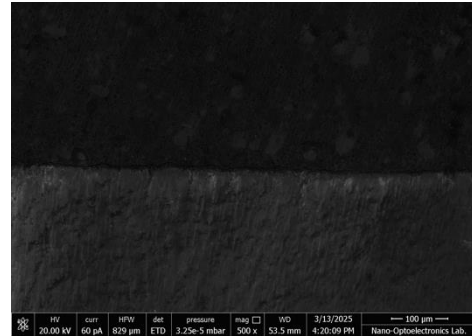
Şekil 4-18. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-19. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x1000)

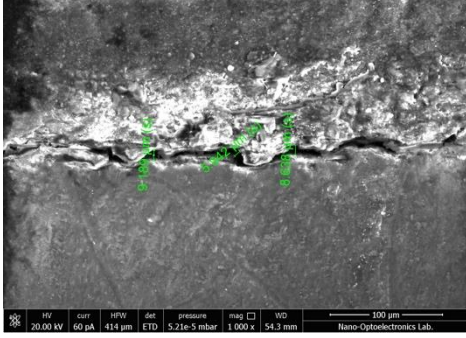


Şekil 4-20. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x20000)

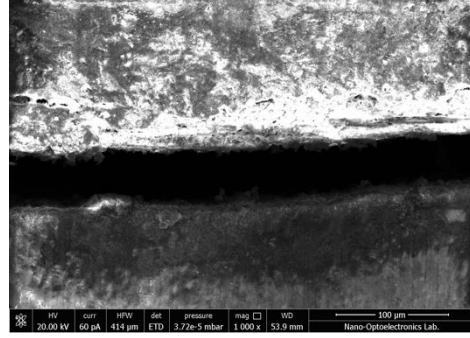


Şekil 4-21. NeoPutty-Dentin adaptasyonu (x500)

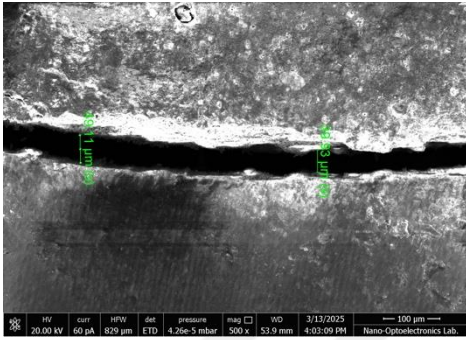
4.3.1.2. TheraCal PT Grubu SEM Görüntüleri



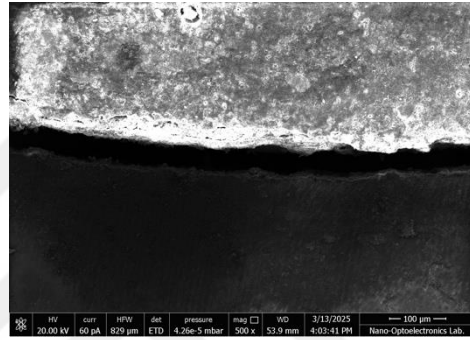
Şekil 4-22. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-23. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x1000)

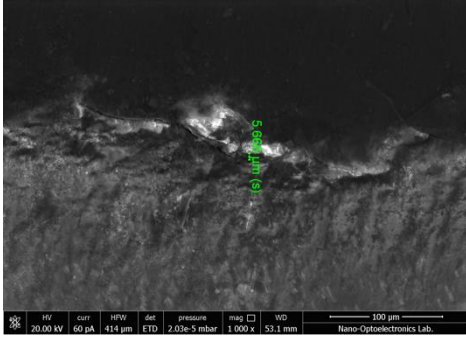


Şekil 4-24. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x500)

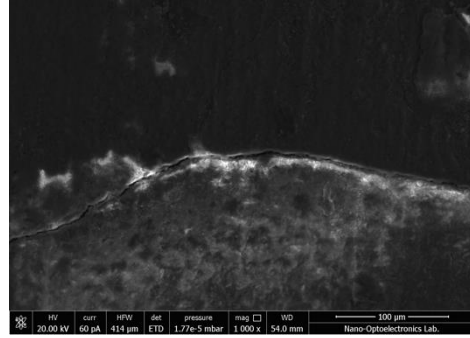


Şekil 4-25. TheraCal PT-Dentin adaptasyonu (x500)

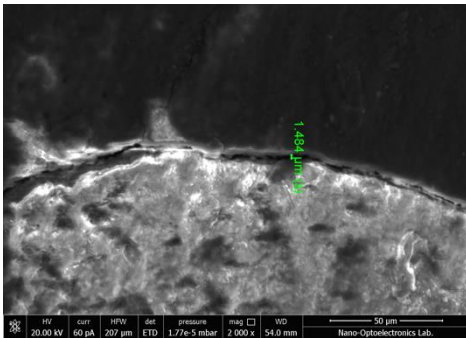
4.3.1.3. Biodentine Grubu SEM Görüntüleri



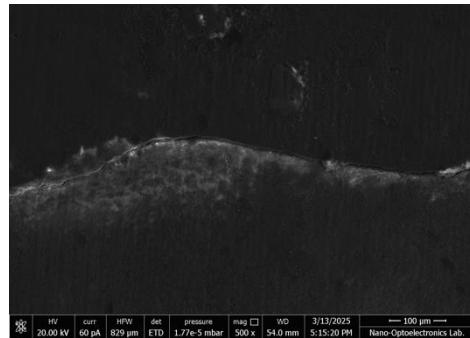
Şekil 4-26. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-27. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x1000)

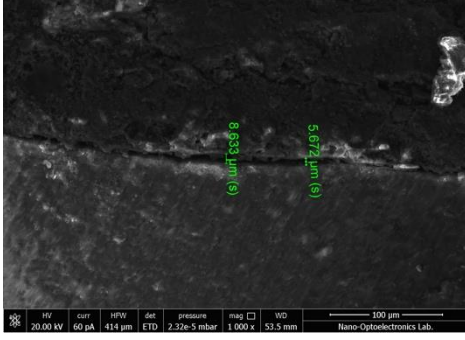


Şekil 4-28. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x2000)

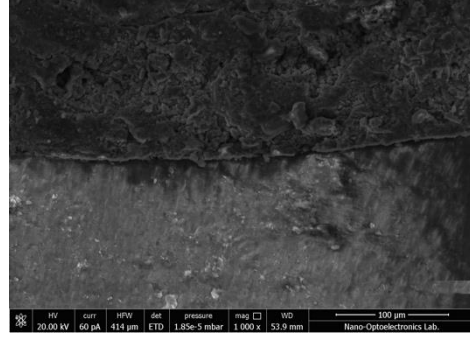


Şekil 4-29. Biodentine-Dentin adaptasyonu (x500)

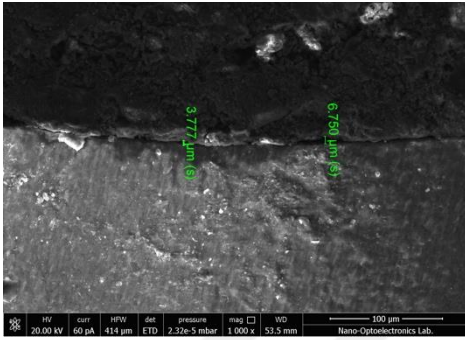
4.3.1.4. Dycal Grubu SEM Görüntüleri



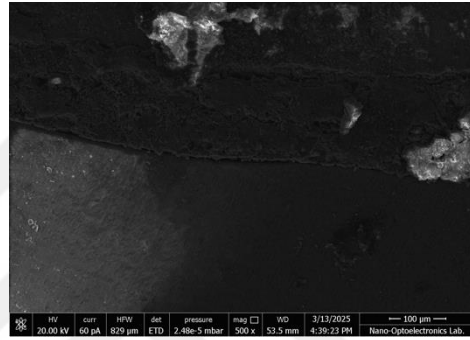
Şekil 4-30. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-31. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-32. Dycal-Dentin adaptasyonu (x1000)



Şekil 4-33. Dycal-Dentin adaptasyonu (x500)

5. TARTIŞMA

Çocuk diş hekimliğinde, süt dişlerinin ve genç sürekli dişlerin pulpa vitalitesinin korunmasında ve dişlerin sağlıklı olarak fonksiyonda kalmasında vital pulpa tedavisi yaklaşımlarının önemi yüksektir. Çürük, travma ya da restoratif işlemler sonucu vital pulpa tedavisi gereksinimi olan dişlerde uygulanacak tedavi protokolleri ve pulpa kaplama materyallerinin nitelikleri uzun dönem tedavi başarısında büyük önem taşımaktadır (American Academy of Pediatric Dentistry, 2024; Coll ve ark., 2024).

Vital pulpa tedavilerinde, pulpa dokusuna direkt ya da indirekt olarak, biyouyumlu ve biyoaktif pulpa kaplama materyalleri uygulanarak pulpa-dentin kompleksinin indüklenmesi ve pulpa dokusunun vital olarak korunması amaçlanmaktadır (Tziafas ve ark., 2000; Tziafas, 2004; Hilton, 2009; Cohenca ve ark., 2013; Biçer ve Bayrak, 2019; El-Ma'aita ve ark., 2022; Boyer ve Nguyen, 2023). Vital pulpa tedavi stratejileri, süt ve sürekli dişlerin vital ve sağlıklı olarak fonksiyonları sürdürülebilmesinde kanal tedavisi yaklaşımlarına kıyasla minimal invaziv tedavi yaklaşımı sunabilen yöntemler olarak tanımlanabilmektedir (Edwards ve ark., 2021; Leong ve Yap, 2021; Duncan, 2022; Taka ve Qasemian, 2022).

Yüksek vaskülerite ve iyileşme potansiyeline sahip olan genç sürekli dişlerde vital pulpa tedavisi yaklaşımlarının uygulanması, kök gelişiminin ideal olarak tamamlanmasında önemli rol oynamaktadır (Bogen ve Chandler, 2010; Shabahang, 2013). Kök gelişimi tamamlanmadan pulpa vitalitesinin kaybedildiği ve kanal tedavisinin uygulandığı dişlerin kök gelişimi, yapısal dayanıklılığı ve uzun dönem tedavi prognozu olumsuz etkilenebilmektedir (Witherspoon, 2008; Cohenca ve ark., 2013; Edwards ve ark., 2021; Duncan, 2022; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024).

Literatürde, çürük nedeniyle açığa çıkmış pulpa dokusunda uygulanan vital pulpa tedavisi başarısının değişken olduğu (Aguilar ve Linsuwanont, 2011); ancak geri dönüşümlü pulpitis olgularında başarı oranlarının yüksek olduğu bildirilmektedir (Bogen ve ark., 2008; Mente ve ark., 2010). Geleneksel olarak, vital pulpa tedavilerinin enflamasyonun olmadığı pulpa dokusunda ya da geri dönüşümlü pulpitis olgularında uygulanması gerektiği bildirilmektedir (Swift ve ark., 2003; Trope, 2008; American Academy of Pediatric Dentistry, 2024; Coll ve ark., 2024). Ancak, yakın tarihli çalışmalarda, geri döndürülemez pulpitis tanısı konmuş vital dişlerde uygulanan vital

pulpotomi tedavilerinin başarılı sonuçlar gösterdiği öne sürülmektedir (Asgary ve ark., 2014; Li ve ark., 2015; Linsuwanont ve ark., 2017; Taha ve Khazali, 2017; Asgary ve ark., 2018; Taha ve Abdelkhader, 2018; Cushley ve ark., 2019; Suhag ve ark., 2019; Uesrichai ve ark., 2019).

Vital pulpa tedavilerinde uygulanan pulpa kaplama materyallerinin özelliklerinin tedavi başarısında önem taşıdığı vurgulanmaktadır. İdeal bir pulpa kaplama materyalinin özellikleri; biyouyumlu olmalı, sitotoksik olmamalı, dentin oluşumunu indüklemeli, pulpa dokusunda iyileşme sağlamalı, pulpada bariyer oluşturabilmeli, bakteriyostatik ya da bakterisidal olmalı, bakteriyel enfeksiyona karşı uzun süreli direnç gösterebilmeli, dentine ve restoratif materyale bağlanabilmeli, olarak belirtilmektedir (Duncan ve ark., 2019; Kim ve ark., 2019; Alhowaish ve ark., 2020; Pedano ve ark., 2020; Alp ve Ulusoy, 2024).

Vital pulpa tedavilerinin uzun dönem başarısında, uygulanan pulpa kaplama materyalinin özellikleri, tedavi protokolleri, hastanın yaşı, uygulamada asepsi gibi faktörlerin yanı sıra pulpa kaplama materyalinin kalıcı restorasyonlar ile güçlü bağlanma sağlayarak sızdırmazlık özelliği göstermesi gerektiği belirtilmektedir. Pulpa kaplama materyali üzerine uygulanan restorasyonlarda sızdırmazlığın sağlanamaması pulpa enfeksiyonuna ve tedavi başarısızlığına neden olmaktadır (Bogen ve Chandler, 2010; Zhang ve Yelick, 2010; Qureshi ve ark., 2014; Komabayashi ve ark., 2016; Ricucci ve ark., 2019; Peskersoy ve ark., 2021).

Günümüzde, kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin vital pulpa tedavilerinde yüksek biyouyumluluk, sızdırmazlık, dentinogenez sürecini destekleyici, üstün fiziksel özellikleri ve yüksek klinik başarı oranları göstermeleri nedenleri ile süt ve sürekli dişlerde kullanımının arttığı görülmektedir (Suhag ve ark., 2019; Nie ve ark., 2021; Gaber ve ark., 2024; Kothari ve ark., 2024).

Kalsiyum silikat esaslı bir biyomateryal olan mineral trioksit agregat (MTA) biyouyumlu, biyoaktif, yüksek sızdırmazlık, düşük çözünürlük, yüksek alkali yapısı, antibakteriyel ve iyi örtücülük özellikleri sergileyen bir pulpa kaplama materyali olarak süt ve genç sürekli dişlerde kullanımı tercih edilmektedir. Çalışmalarda MTA'nın kalsiyum hidroksite kıyasla tamir dentini oluşumunu teşvik etmede daha üstün olduğu, daha az pulpa irritasyonu ve daha nitelikli sert doku bariyeri oluşturduğu, pulpa iyileşmesi üzerindeki etkisinin daha stabil olduğu ve uzun dönemde başarı sağlayabildiği

bildirilmektedir (Bogen ve ark., 2008; Mathur ve ark., 2016; Garrocho-Rangel ve ark., 2017; Nair ve Gurunathan, 2019; Nie ve ark., 2021).

MTA'nın uzun sertleşme süresi, uygulama zorlukları ve yüksek maliyeti gibi dezavantajlarının MTA kullanımını sınırlayan faktörler olarak değerlendirilmesi, farklı içerikli kalsiyum silikat esaslı materyallerin ve çeşitli MTA formülasyonlarının geliştirilmesinde etkili olduğu belirtilmektedir (Torabinejad ve Parirokh, 2010; Kayahan ve ark., 2013; Makkar ve ark., 2019).

Bu tez çalışmasında, kalsiyum silikat esaslı pulpa kaplama materyalleri olarak günümüzde kullanılması önerilen NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ve geleneksel pulpa kaplama materyali Dycal'ın Clearfil S3 adeziv sistemi ile G-aenial Universal Injectable kompozit materyaline bağlanma dayanımının makaslama bağlanma dayanımı testi ile incelenmesi, kırık tiplerinin stereomikroskopta değerlendirilmesi ve sürekli dişlere uygulanan pulpa kaplama materyallerinin dentin dokusuna adaptasyonlarının ve oluşan mikroboşlukların taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile analizi amaçlanmıştır.

NeoPutty (NuSmile, ABD), önceden karıştırılmış, pulpada iyileşmeyi destekleyen kalsiyum silikat esaslı bir biyoaktif biyomateriyaldir (Schwendicke ve ark., 2016; Lozano-Guillén ve ark., 2022). Toz-likit karıştırma gereksiniminin olmaması, geleneksel MTA materyallerine kıyasla daha kısa sertleşme ve tedavi süresine sahip olması avantaj oluşturmaktadır (Persson ve Engqvist, 2011; Schwendicke ve ark., 2016; Acharya ve ark., 2023).

Su içermeyen organik bir sıvı içinde trikalsiyum ve dikalsiyum silikat tozlarından oluşan NeoPutty materyalinin su içermeyen formülü nedeni ile nemli ortamlarda çözünmediği belirtilmektedir (Özata ve ark., 2023). NeoPutty'nin yıkamaya karşı direnç göstermesi, yüzey stabilitesi ve bütünlüğünü koruması önemli özellikleri olarak tanımlanmaktadır (Schwendicke ve ark., 2016). NeoPutty, rezin içermemesi nedeniyle sertleşme sürecinde oluşabilecek polimerizasyon riskini azaltmaktadır. Ayrıca, yüksek alkalik pH'sına sahip olması nedeniyle antibakteriyel etki göstermekte ve özellikle *Enterococcus faecalis* gibi patojenlere karşı koruma sağlamaktadır (Schwendicke ve ark., 2016; Acharya ve ark., 2023).

Günümüzde çocuk diş hekimliğinde süt ve sürekli dişlerde vital pulpa tedavilerinde pulpa kaplama materyali olarak sıklıkla kullanılmasının tercih edildiği görülen NeoPutty klinik pratiğinde kullanımı kolay ve avantajlı bir materyal olmasına

karşın literatürde bu materyal ile ilgili çalışmaların sınırlı olduğu görülmektedir. Özellikle NeoPutty'in dentin dokusuna ve restoratif materyallere bağlanma niteliğine ilişkin yeterli kanıtın bulunmadığı; NeoPutty üzerine uygulanacak restoratif materyale ilişkin görüş birliğinin olmadığı dikkati çekmektedir (Schwendicke ve ark., 2016; Samimi ve ark., 2018; Palma ve ark., 2021; El- Refai, 2023).

NeoPutty uygulanan dentin yüzeyinde hidroksiapatit oluşumunun zamanla gerçekleştiği, materyalin sertleşme sürecinin yeterli olmadığı durumda yeterli düzeyde hidroksiapatitin oluşmamasının dentine bağlanmayı olumsuz etkilediği öne sürülmektedir (El-Refai, 2023; Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024). NeoPutty'nin bağlanma dayanımının artırılmasında daha uzun sertleşme süresine olanak verilmesi ve adeziv seçimine önem verilmesi önerilmektedir. Clearfil S3 gibi hidrofilik esaslı adeziv materyallerin kullanılması, yüzeyi hidrofobik olan ve su içermeyen formüle sahip NeoPutty için bir dezavantaj oluşturabileceği rapor edilmektedir (El- Refai, 2023).

NeoPutty klinik uygulamalarda dentin tübüllerinden ve çevre dokulardan nemi emerek sertleşen bir pulpa kaplama materyalidir. İn vitro çalışmalarda, NeoPutty ile elde edilen düşük bağlanma dayanımı, materyalin akrilik kalıplarda yeterli neme ulaşamaması nedeniyle ideal sertleşmenin gerçekleşmemesi ile ilişkilendirilebilmektedir (Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

NeoPutty'in uygulanmasından hemen sonra restorasyon yapılabileceği üretici firma tarafından belirtilmesine karşın bazı çalışmalarda, NeoPutty'nin tamamen sertleşmesi ve optimum mekanik özelliklerine ulaşması için restoratif işlemlerin 72-96 saat ertelenmesi önerilmektedir. Bazı çalışmalarda ise asitleme, durulama ve primer uygulaması gibi prosedürlerin materyalde bozulmaya neden olmasını önlemek için restorasyonun 7 gün sonra yapılması önerilmekte ve geç uygulanan restorasyonlarda daha yüksek bağlanma dayanımı gözlemlendiği belirtilmektedir (Odabaş ve ark., 2013; Alqahtani ve ark., 2022; Hardan ve ark., 2022; El- Refai, 2023).

Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmada, NeoPutty ve diğer biyomateryal örnekleri 24 saat nemli pamuk pelet ile bekletildikten sonra üzerlerine adeziv ve kompozit restorasyonların uygulanması tercih edilmiştir.

NeoPutty üzerine kalıcı restorasyon uygulanmadan önce, ara bir tabaka olarak akıcı kompozit, rezin modifiye cam iyonomer, çinko oksit öjenol veya başka bir restoratif materyalin uygulanması üretici firma tarafından önerilmekte; ancak bu

prosedürün zorunlu olmadığı belirtilmektedir (El- Refai, 2023). NeoPutty yüzeyine asit uygulanmasının MTA yüzeyinde bozulmaya yol açabileceğini bildiren çalışmaların (Kayahan ve ark., 2009; Yoshida ve ark., 2012; Gandolfi ve ark., 2015; Tyagi ve ark., 2016) yanısıra MTA üzerine asitin uygulanabileceğini belirten çalışmaların da olduğu da görülmektedir (Shin ve ark., 2014; Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

Bu çalışmada, biyomateryallerin yüzeylerinde düzensizliklerin mikro düzeyde oluşması ve bağlanma için gerekli olan yüzey kristallerine zarar verilmemesi için pulpa kaplama materyalleri üzerine hafif asidik özelliği olan Clearfil S3 adeziv uygulanmıştır.

Hidrolik simanların yapısal özellikleri nedeniyle rezin restoratif materyaller ile yeterli bağlanma sağlayamaması ve polimerize olmamış monomerlerin potansiyel olumsuz etkileri gibi dezavantajların giderilebilmesi, daha hızlı ve güçlü bağlanma özelliklerinin oluşturulabilmesi için rezin içerikli modifiye kalsiyum silikat simanlar geliştirilmiştir (Sanz ve ark., 2021).

TheraCal PT, rezin modifiye kalsiyum silikat esaslı bir materyal olarak günümüzde kullanılması önerilen bir pulpa kaplama materyalidir. *TheraCal PT'nin* dual cure özelliğinin materyalin kalınlığına bağlı oluşabilecek yetersiz polimerizasyon sorununu giderdiği ve uygulama kolaylığının artırıldığı öne sürülmektedir. *TheraCal PT'nin* rezin içeriği, materyalin dentin dokusu ve rezin bazlı restoratif materyaller ile daha iyi bir bağlanma sağlamasına olanak tanıyarak sızdırmazlık performansını artırmaktadır (Küden ve ark., 2022; Gaber ve ark., 2024; Türkoğlu Kayacı ve ark., 2024).

TheraCal PT kontrollü kalsiyum iyonu salınımı ile dentinogenez sürecini destekleyerek pulpa dokusunun iyileşmesini hızlandırdığı belirtilmektedir (Quiñonez-Ruvalcaba ve ark., 2023).

TheraCal PT'nin yüksek fiziksel dayanım gösterdiği, sertleşme süresinin kısa olduğu, kolay uygulanabildiği ve estetik beklentilerin yüksek olduğu bölgelerde de başarılı sonuçlar gösterdiği rapor edilmektedir (Gaber ve ark., 2024; Türkoğlu Kayacı ve ark., 2024).

Rezin içeren kalsiyum silikat esaslı biyomateryaller, rezin içermeyenlere kıyasla daha fazla sitotoksik etkiye sahip olması açısından pulpa tedavilerinde kullanımları konusunda bazı endişelere yol açabilmektedir (Chen ve Suh, 2017). *TheraCal PT'nin*, *TheraCal LC*'ye göre insan diş pulpası kök hücrelerinde (hDPSC'ler) daha yüksek in-vitro

mineralizasyon potansiyeline ve sitouyumluluğa sahip olduğu; MTA, NeoMTA ve Biodentine gibi hidrolik kalsiyum silikat esaslı biyomateriyallere benzer biyolojik özellikler sunduğu bildirilmektedir (Sanz ve ark., 2021; Quiñonez-Ruvalcaba ve ark., 2023).

TheraCal LC'nin değerlendirildiği bir çalışmada, dentin köprüsündeki dentin oluşum derecesinin Biodentine ve MTA ile karşılaştırılabilir düzeyde olduğu bildirilmiştir (Göze Saygın ve ark., 2022). TheraCal LC'in MTA ve Biodentine'e göre daha iyi sızdırmazlık ve daha az arayüz mikrosızıntısı sergilediği ancak çok düşük sitouyumluluk gösterdiği rapor edilmiştir. TheraCal PT'nin üretici firma tarafından pulpotomide, TheraCal LC'nin direkt-indirekt pulpa tedavilerinde pulpa kaplama materyali olarak kullanılması önerilmiş (Bisco Global, 2023); ancak klinik bulgular, TheraCal LC'nin direkt pulpa kaplaması için uygun olmadığını göstermiştir (Jeanneau ve ark., 2017; Arandi ve Rabi, 2018).

Günümüzde ışık ile polimerize olan bir rezin modifiye kalsiyum silikat biyomateriyal olarak tanımlanan TheraCal PT pulpa kaplama tedavileri için umut verici materyal olarak nitelendirilmekte ancak TheraCal PT ile yapılan çalışmaların az olduğu görülmektedir (Candan ve ark., 2023).

Biodentine, dentin köprüsü oluşumunu teşvik etmesi, pulpa iyileşmesini desteklemesi, yüksek mekanik dayanıklılığı ve geliştirilmiş biyoyumumluluğu ile günümüzde kullanılması tercih edilen bir kalsiyum silikat esaslı biyomateriyaldir.

Biodentine, dentin dokusu ile kimyasal bağ oluşturabilmekte ve kalsiyum hidroksit gibi yüksek pH seviyesine sahip olması sayesinde güçlü bir antibakteriyel etki göstermektedir. Biodentine'in hızlı sertleşme süresi, yüksek mekanik direnci, sert dokuyu indüklemeye potansiyeli tedavi başarısını olumlu etkilemektedir (Gupta ve ark., 2016).

Biodentine uygulanan örnekler SEM ile incelendiğinde, sızdırmazlık özelliğinin yüksek olduğu gözlenmiştir (Jantarar ve ark., 2018). Zayıf yıkama direnci ve radyoopasite özelliğinin ise indirekt kuafajda dezavantaj oluşturduğu öne sürülmüştür (Malkondu ve ark., 2014).

Kalsiyum hidroksitin vital pulpa tedavilerinde yaklaşık bir yüzyıl boyunca geleneksel pulpa kaplama materyali olarak kullanıldığı görülmektedir (Schwendicke ve ark., 2016). Antimikrobiyal, bakteriyostatik ve sert doku bariyerini indüklemeye potansiyeli

özelliklerine sahip olması nedenleri ile kalsiyum hidoksit esaslı prepratların vital pulpa tedavilerinde kullanılması tercih edilmektedir (Damaschke, 2008; Zhu ve ark., 2014; Maria Giovanna Gandolfi ve ark., 2015; Ricucci ve ark., 2023; Varma ve ark., 2023).

Klinik pratiğinde vital pulpa tedavilerinde uzun yıllardır kullanılan kalsiyum hidroksit materyallerinin, altın standart bir pulpa kaplama materyali olarak tanımlandığı, çalışmalarda kontrol grubu olarak değerlendirildiği ve Dycal ticari adıyla kullanılan materyalin ise sıklıkla çalışmalarda kullanıldığı gözlenmektedir (Dickens ve ark., 2004; Schwendicke ve ark., 2016; Jantarat ve ark., 2018; Nair ve Gurunathan, 2019; Akbiyik ve ark., 2021). Bu çalışmada da, kalsiyum hidroksit esaslı bir materyal olan Dycal'ın (Dentsply, ABD) dentin dokusuna ve restoratif materyale bağlanma dayanımı ve dentine adaptasyon özellikleri, kontrol grubu materyali olarak NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Pulpa kaplama materyali üzerine uygulanacak adeziv sistemler ve restoratif materyallerin seçimi ile bu materyallerin uygulanma zamanları ve teknikleri uzun dönem tedavi başarısını etkileyen parametreler olarak değerlendirilmektedir (Mente ve ark., 2014; AR Costa ve ark., 2017; Ricucci ve ark., 2019; Boyer ve Nguyen, 2023; Ricucci ve ark., 2023). Pulpa kaplama materyalleri ile restorasyonlar arasında bağlanmanın yetersiz olması durumunda meydana gelen mikrosızıntı; postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, sekonder çürük, pulpa enfeksiyonu, nekroz gibi komplikasyonlar oluşturarak tedavi başarısını olumsuz etkilemektedir (Islam ve ark., 2023).

Adeziv sistemlerin ve asit uygulamasının bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çalışmalarda, adezivlerin farklı içerikleri ve özelliklerine bağlı olarak farklı sonuçların bildirildiği görülmektedir.

ProRoot MTA'nın sertleşme sürecinin erken aşamalarında asit uygulanmasının mikro sertlik üzerinde olumsuz etkisi olduğu belirtilmiştir (Kayahan ve ark., 2009). Biodentine'in asitle pürüzlendirilmesinin mekanik-kimyasal değişikliklere neden olarak mikro yapısını bozduğu, bağlanma yüzeyinde sızıntıyı arttırdığı belirtilmiştir (Camilleri, 2013; Hashem ve ark., 2014; Meraji ve Camilleri, 2017; Anastasiadis ve ark., 2018).

Total-etch adeziv sistemlerinin kompozit ve kompomer materyallerde, tek aşamalı self-etch adeziv sistemlere göre daha güçlü bağlanma sağladığı bildirilmiştir (Tunç ve ark., 2008; Bayrak ve ark., 2009). Self-etch sistemlerin oluşturduğu hibrit tabakanın total-etch sistemlere kıyasla daha ince olmasının bağlanma dayanımını

olumsuz etkilediğinin öne sürülmesinin yanı sıra en yüksek bağlanma değerinin self-etch adeziv sistemler ile elde edildiği de öne sürülmüştür (Odabaş ve ark., 2013).

İki aşamalı self-etch adezivlerin bağlanma dayanımlarının tek aşamalı self-etch adezivlere göre daha yüksek olduğu (Jan De Munck ve ark., 2003; Odabaş ve ark., 2013; Meraji ve Camilleri, 2017); tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerinin daha ince bir adeziv tabaka oluşturması, oksijen polimerizasyon inhibisyonuna yatkın olması ve daha az geçirgenlik göstermesi sebebiyle daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiği rapor edilmiştir (Karadas ve Atıcı, 2020).

Neelakantan ve ark. tek aşamalı self-etch adeziv sistemin (Clearfil S3 Bond), iki aşamalı self-etch adeziv (AdheSE) ve total-etch adeziv sistemlere (Prime&Bond NT) kıyasla, beyaz MTA'ya hemen ya da 24 saat sonra gecikmeli olarak uygulanmasının daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir (Neelakantan ve ark., 2012).

Bu çalışmada, tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin kolay uygulanabilir olması, teknik hassasiyetinin düşük olması ve asit uygulamasının biyomateryal yüzeyinde olumsuz etkiler gösterdiğinin belirtilmesi (Kayahan ve ark., 2009; Atabek ve ark., 2012; Neelakantan ve ark., 2012; Yoshida ve ark., 2012; M. G. Gandolfi ve ark., 2015; Tyagi ve ark., 2016) nedeniyle tek aşamalı self-etch adeziv uygulaması tercih edilmiştir.

Adezivlerin içeriğindeki fonksiyonel monomerler mikromekanik kilitlenmede olumlu etkiler oluşturmaktadır. Fonksiyonel monomerlerin, materyalin yüzeyini aşındırabilen asidik grup ve polimerizasyon yeteneğine sahip grup olmak üzere iki fonksiyonel grubu mevcuttur (Gandolfi ve ark., 2015; Carrilho ve ark., 2019; Kalyoncuoğlu ve ark., 2021; Hardan ve ark., 2022). 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) monomeri, mekanik kilitlenmeyi sağlamak amacıyla rezin penetrasyonunu kolaylaştırabilen fonksiyonel bir asidik monomerdir. 10-MDP içeren self-etch ve universal adeziv sistemlerin, hidroksiapatit kristallerinin yüzey çözünmesini indükleyerek ve ardından suya dayanıklı MDP-kalsiyum tuzlarını oluşturarak hidroksiapatitle güçlü bir kimyasal bağ oluşturmaktadır (El- Refai, 2023). Bu özellik, hidroksiapatit oluşturan pulpa kaplama materyalleri açısından önem taşımaktadır (Odabaş ve ark., 2013; Keleş ve Şimşek Derelioğlu, 2019; Akbiyik ve ark., 2021).

MDP moleküllerinin diş yapısındaki kalsiyum ile olduğu gibi, kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerdeki kalsiyum ile de bağlanabildiği; kalsiyum açısından zengin

MTA yüzeyi ile kimyasal şelasyon etkileşimini kolaylaştırarak kimyasal bağ oluşturduğu belirtilmektedir (Schwendicke ve ark., 2016; Hardan ve ark., 2022).

Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada, fonksiyonel monomer olarak 10-MDP içeren tek aşamalı self-etch adeziv olan Clearfil S3 Bond (Kuraray, Japonya) adeziv sisteminin pulpa kaplama materyalleri üzerine uygulanması tercih edilmiştir.

Clearfil S3 Bond; ıslak ya da kuru ortamlarda daha iyi bağlanma sağlanması amacıyla hidrofilik ve hidrofobik teknolojilerinin birleştirildiği, hafif asidik bir adeziv olarak tanımlanmaktadır. Clearfil S3 Bond'un bir ön işlem yapılmadan tek seferde uygulanabilmesi ise teknik hassasiyeti azaltmaktadır (Minick ve ark., 2009).

Clearfil S3 adezivin içeriğinde bulunan 10-MDP'nin NeoPutty yüzeyindeki hidroksiapatit ile bağlanma yeteneğinin sınırlı kaldığı belirtilmektedir. 10-MDP'nin kimyasal bağ oluşturabilmesi için hidroksiapatit içeren yüzeye gereksiniminin olduğu; NeoPutty'de ise hidroksiapatitin zamanla oluştuğu, sertleşme süresinin yeterli olmadığı durumlarda hidroksiapatitin yeterli düzeyde oluşmamasının bağlanmayı olumsuz etkilediği öne sürülmüştür (Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024). Bağlanma dayanımının artırılması için NeoPutty'in daha uzun sertleşme süresine gereksinim olduğu; Clearfil S3 adeziv materyalinin hidrolik olması, yüzeyi hidrofobik olan ve su içermeyen NeoPutty için bir dezavantaj oluşturabildiği bildirilmiştir (El- Refai, 2023).

Kompozit rezinler yüksek bağlanma gücü, dayanıklılığı ve renk uyumu gibi avantajlar sunması nedenleri ile pulpa kaplama materyalleri üzerine direkt olarak uygulanabilmektedir. Farklı içerikli pulpa kaplama materyalleri üzerine uygulanan kompozit restorasyonlar ise bağlanma dayanımı açısından farklılıklar oluşturmaktadır.

Kompozit rezinlerin pulpa kaplama materyalleri ile bağlanma dayanımı, bakteriyel sızıntının önlenmesi ve tedavi başarısı açısından önem taşımaktadır. Doğru adeziv sistemlerin kullanımı kompozit ile pulpa kaplama materyali arasındaki bağlantının niteliğini artırarak uzun dönem başarıda rol oynamaktadır (Schmidt ve ark., 2017).

Kalsiyum silikat simanlarının hidrasyon sürecinin birkaç aşamadan geçtiği, erken sertleşme aşamasında zayıf kristalleşme ve gözenekli bir yapı oluştuğu belirtilmektedir (Prati ve Gandolfi, 2015). Bu nedenle, kompozit restorasyonların uygulanma aşamasında, pulpa kaplama materyallerinin özelliklerinin ve sertleşme sürelerinin dikkate alınması önem taşımaktadır. Literatürde; bazı çalışmalarda farklı sertleşme sürelerine sahip

kalsiyum silikat esaslı biyomateryallere uygulanan kompozitlerin hemen ya da geç uygulanmasının kompozite bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark göstermediği (Odabaş ve ark., 2013; Tsujimoto ve ark., 2013; Çolak ve ark., 2016; Schmidt ve ark., 2017; Palma ve ark., 2018); bazı çalışmalarda ise kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin geç uygulanan restorasyonlarda daha yüksek bağlanma dayanımı sergilediği bildirilmektedir (Hashem ve ark., 2014; Prati ve Gandolfi, 2015; Nekoofar ve ark., 2018; Palma ve ark., 2021; Alqahtani ve ark., 2022; Hardan ve ark., 2022; Kudva ve ark., 2022; Candan ve ark., 2023; El- Refai, 2023).

Kompozit rezinlerin pulpa kaplama materyallerine bağlantısının değerlendirilmesinde genellikle makaslama bağlanma testinin uygulandığı ve bu testin klinik başarının ölçülmesinde önemli bir parametre olarak kabul edildiği görülmektedir. Kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin makaslama bağlanma dayanımını değerlendiren literatürler incelendiğinde, NeoPutty ve TheraCal PT ile ilgili çalışmaların ise yetersiz olduğu görülmektedir.

Bu çalışmada, NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal pulpa kaplama materyalleri üzerine G-ænial Universal Injectable kompozit materyali uygulanmış ve G-ænial Universal Injectable kompozitin pulpa kaplama materyallerine olan bağlanma dayanımı karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bağlanma Dayanımı Testinin Değerlendirilmesi

Materyallerin bağlanma özelliklerinin in-vitro olarak değerlendirilmesinde bağlanma dayanım testleri uygulanmaktadır (Borges ve ark., 2007; Souza-Zaroni ve ark., 2007; Flury ve ark., 2014). Bağlanma dayanımını değerlendirilmesinde gerilim (tensile), mikrogerilim (microtensile), makaslama (shear) ve mikromakaslama (microshear) testleri kullanılabilir (Alzraikat ve ark., 2016; Aydın ve Buldur, 2018).

Gerilim testlerinde, bağlanma yüzeyine dik yönde kuvvet uygulanmaktadır. Gerilim testlerinin örneklerin sabitlenmesinin zor olması ve homojen olmayan stres dağılımının oluşturulabilmesi gibi bazı dezavantajları olduğu öne sürülmektedir (Armstrong ve ark., 2010). Mikro testlerde daha küçük bağlanma alanları değerlendirilebilmekte; ancak test sırasında polietilen tüpün çıkarılması, kesit alma sürecinde mikro çatlakların oluşması gibi riskli aşamalar gözlenebilmektedir. Makaslama bağlanma dayanım testleri ise klinik ortamındaki yük dağılımına benzerlik göstermesi, kuvvet uygulamadaki sapmanın düşük seviyede olması, hızlı ve kolay uygulanabilir

olması nedenleri ile en çok tercih edilen bağlanma dayanımı yöntemi olarak değerlendirilmektedir (Armstrong ve ark., 2010). MTA ve benzeri içerikli kalsiyum silikat esaslı materyallerin gerilim bağlanma dayanımı testleri için uygun olmadığı, bu testler ile materyallerin kırılmaya yatkın olduğu; bu nedenle, kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerde bağlanma dayanımlarının makaslama bağlanma dayanım testleri ile incelenmesinin uygun olduğu bildirilmektedir (Ajami ve ark., 2013; Ajami ve ark., 2017).

Bu çalışmada, pulpa kaplama materyallerin dentine ve kompozit rezine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde makaslama bağlanma dayanımı testi uygulandı.

Makaslama dayanım testi uygulanacak materyal örneklerinde standardizasyonun sağlanabilmesi için üç boyutlu yazıcı (D4K Pro Dental, EnvisionTEC) ile üretilmiş rezin bloklar tasarlandı. Resin bloklar 4 mm çapında, 2 mm derinliğinde boşluk bulunan, 1x1,5x1,5 cm boyutlarında toplam 56 adet olmak üzere resin blok fotopolimer reçine materyali kullanılarak hazırlandı.

Pulpa kaplama materyalleri standart resin bloklara (n:14) üretici firmaların önerilerine göre uygulandı. NeoPutty, Biodentine, Dycal uygulanan örnekler 24 saat etüvde 37°C, %100 nemde bekletildikten sonra örnek yüzeylerine Clearfil S3 Bond Universal adeziv resin, tek aşamalı self-etch tekniği ve mikro fırça ile 10 saniye süre ile uygulandı. Örnekler LED ışık cihazıyla (Woodpecker Led-B, Çin) 20 saniye süre ile polimerize edildikten sonra, örnek yüzeylerine 2 mm çapında, 2 mm yükseklikte hazırlanmış olan silindir plastik tüpler yerleştirildi ve G-aenial Universal Injectable kompozit resin (GC, Japonya) satandart tüpler içine uygulanarak LED ışık cihazı ile 20 saniye süre ile polimerize edildi. Plastik tüpler çıkarıldıktan sonra örnek yüzeyleri 20 saniye daha LED ışık cihazı ile polimerize edildi ve örnekler 37°C'de %100 nemli ortamda 24 saat bekletildi.

Örneklere makaslama dayanımı testi universal test cihazında (Shimadzu Autograph AG-IS, Japonya) 1 mm/dk olacak şekilde uygulandı ve kırılma kuvvetleri kaydedildi; örneklerde kırılma yüzeyleri stereomikroskopta (Olympus SZX-7, Japonya) incelenerek adeziv, koheziv, miks kırık olarak sınıflandırıldı.

Bağlanma dayanım testlerinde, materyallerin bağlanma dayanım değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir düzeylerine ilişkin farklı değerler önerilebilmektedir. Bazı çalışmalarda, 9 MPa (Sekimoto ve ark., 1999) ya da 10–13 MPa'nın kabul edilebilir bağlanma dayanım değerleri olduğu (Thurmond ve ark., 1994; Lüthy ve ark., 2006;

Fathpour ve ark., 2023); bazı çalışmalarda ise bu değerlerin en az 17-20 MPa (Hemadri ve ark., 2014; Mayya ve ark., 2022) olması gerektiği bildirilmektedir.

Biodentine, TheraCal PT, NeoPutty'in bağlanma dayanımlarının incelendiği çalışmalarda farklı adeziv materyallerin pulpa kaplama materyallerine uygulandığı ve farklı sonuçlar elde edilebildiği; adeziv sistemlerin türü, kompozit materyallerin içerikleri, bağlanma dayanım test cihazlarının farklılıkları bağlanma dayanım sonuçları üzerinde etkili olabildiği görülmektedir.

Biodentine, ProRoot MTA, BioAggregate biyomateryallerin, rezin modifiye cam iyonomer siman ve kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada; adeziv sistemin biyomateryal uygulamasından 12 dakika sonra uygulandığı ve Biodentine grubunda kompozit rezine ortalama bağlanma dayanım değerinin $10,10 \pm 2,06$ MPa olarak bulunduğu rapor edilmiştir (Biçer ve Bayrak, 2019). Literatürde, kalsiyum silikat esaslı materyallerin yüzey stabilitesinin zamanla arttığı, daha uzun bekleme süresinin bağlanma dayanımı üzerinde pozitif etkiler oluşturabildiği bildirilmektedir (Nekoofar ve ark., 2018; Kudva ve ark., 2022).

Bu çalışmada, Biodentine grubunda örnekler 24 saat süre ile %100 nemli ortamda bekletildikten sonra adeziv sistem uygulanmış ve Biodentine'in kompozit rezine ortalama bağlanma dayanımı $23,397 \pm 10,109$ MPa olarak daha yüksek oranda saptanmıştır.

Biodentine üzerine uygulanan üç farklı adeziv sistemin (Clearfil S3 Bond, Adper Prompt L-Pop ve Prime&Bond NT Total-etch) ve iki farklı sertleşme süresinin (9 dakika ve 48 saat) makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada; adeziv sistemler ve bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı farklılık bulunduğu ($p < 0.05$), sertleşme süreleri ve bağlanma dayanımı değerleri arasında ise anlamlı farklılık bulunmadığı bildirilmiştir. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri Clearfil S3 Bond grubunda $13,32 \pm 1,12$ MPa (9 dk), $15,09 \pm 2,30$ MPa (48 saat); Adper Prompt L-Pop grubunda $9,88 \pm 1,36$ MPa (9 dk), $10,40 \pm 1,59$ MPa (48 saat); Prime&Bond NT grubunda $12,56 \pm 1,53$ MPa (9 dk), $13,78 \pm 1,89$ MPa (48 saat) olarak rapor edilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin Clearfil S3 Bond grubunda elde edildiği ve bu performansın materyalin içeriğindeki 10-MDP monomerinin kalsiyum silikat esaslı materyaller ile kimyasal bağ kurabilme kapasitesine bağlı olabileceği ileri sürülmüştür. Adper Prompt L-Pop'un, içerdiği agresif pH ($\approx 0,8$) nedeniyle demineralizasyonu artırdığı ancak yeterli mikromekanik tutuculuk sağlayamadığı ve bu sebeple daha düşük

bağlanma değerleri gösterdiği belirtilmiştir (Çolak ve ark., 2016). Özellikle 10-MDP içeren adezivlerin, Biodentine ile daha güçlü bir adeziv bağlanma sağladığı ve bu etkinin bağlanma dayanımı üzerinde belirleyici olduğu belirtilmiştir (Hashem ve ark., 2014; Keleş ve Şimşek Derelioğlu, 2019).

Bu çalışmada da, Biodentine materyali ile yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin saptanmasında, 10-MDP içeren Clearfil S3 Bond adeziv sisteminin kullanılmasının etkili olduğu düşünülmektedir.

Biodentine'in makaslama bağlanma dayanımına farklı adeziv sistemlerin (Clearfil SE Bond, Clearfil S3 Bond, Adper Prompt L-Pop) ve iki farklı sertleşme süresinin (12 dakika ve 24 saat) etkilerinin incelendiği bir çalışmada; tüm adeziv sistemlerde 24 saatlik sertleşme süresinin bağlanma dayanımını artırdığı bildirilmiştir. Ancak aynı zaman periyodunda (12 dakika ya da 24 saat) adezivler arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). En yüksek ortalama bağlanma dayanımı değeri, 24 saatlik sertleşme süresi sonrasında Clearfil SE Bond grubunda $17,7 \pm 5,7$ MPa, Clearfil S3 Bond grubunda $15,2 \pm 5,8$ MPa olarak bildirilmiştir. İki aşamalı self-etch sistemlerin, 24 saatlik sertleşme sonrası Biodentine ile daha güçlü bağ oluşturabildiği öne sürülmüştür (Odabaş ve ark., 2013).

Bu çalışmada, Biodentine üzerine Clearfil S3 Bond uygulanarak saptanan ortalama bağlanma dayanımı değeri daha yüksek olarak ($23,397 \pm 10,109$ MPa) bulunmuştur. Bu farklılıkta çalışma parametreleri değişkenlerinin (adeziv miktarı, polimerizasyon süresi, test cihazı hassasiyeti vb.) etkili olabileceği ve Clearfil S3 Bond ile yüksek bağlanma değerlerinin saptanmasında adezivin içeriğindeki 10-MDP monomerinin kalsiyum iyonlarıyla kimyasal bağ kurma kapasitesi ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Hashem ve ark., Biodentine'in erken sertleşme aşamasında zayıf bir materyal olduğunu ve polimerizasyon gerilmelerine karşı yeterli kütle dayanımına ulaşabilmesi için kalıcı restorasyon uygulaması öncesinde en az iki hafta süreyle beklenmesi gerektiğini; Biodentine üzerine uygulanan universal adeziv sistemin etch-rinse ya da self-etch stratejileri ile kullanılmasının bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmadığını belirtmişlerdir (Hashem ve ark., 2014). Mehra ve ark., Singla ve ark. ise Biodentine'in nihai sertliğe 14 gün içerisinde ulaştığını öne sürmüşlerdir (Mehra ve ark., 2020; Singla ve Wahi, 2020).

Palma ve ark., Biodentine, TotalFill BC Putty ve PCM pulpa kaplama materyallerinin Clearfil SE adeziv sistem ve SDR Bulk-Fill Akıcı kompozit materyali ile bağlanma dayanımları hemen (3-12 dakika) ve gecikmeli (1 hafta) olarak incelemişlerdir. Adeziv-kompozitin hemen uygulandığı gruplarda bağlanma dayanımı değerleri; Biodentine, TotalFill BC Putty ve PCM için sırasıyla, 5,49 4,28 MPa, $1,22 \pm 0,60$ MPa, $2,07 \pm 0,83$ MPa olarak bulunmuş ve gruplar arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır. Gecikmeli restorasyon gruplarında bağlanma dayanımı değerleri; Biodentine, TotalFill BC Putty, PCM için sırasıyla $6,98 \pm 4,51$ MPa, $5,22 \pm 4,56$ MPa, $0,4 \pm 0,37$ MPa olarak saptanmış, Biodentine ve TotalFill BC Putty'in PCM'e göre anlamlı derecede daha yüksek ($p < 0.05$) bağlanma dayanımı sergilemiştir. Biodentine'in uygulanmasından hemen sonra restorasyon yapılmasına kıyasla bir hafta bekleme süresi sonrasında restorasyon yapılmasının daha yüksek bağlanma değerleri oluşturduğunu bildirmişlerdir (Palma ve ark., 2021).

Kudva ve ark., Biodentine'in kompozit rezin ile makaslama bağlanma dayanımına farklı universal adeziv sistemlerin (Single Bond Universal, Palfique Universal Bond, G-Premio Bond) ve iki farklı sertleşme süresinin (12 dakika ve 24 saat) etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada; Biodentine'in 24 saatlik sertleşme süresinde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin, 12 dakikalık sürede elde edilenlere kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek olduğu ($p < 0,001$) bildirilmiştir. 24 saat ve 12 dakikada saptanan bağlanma dayanımı değerleri; G-Premio Bond grubunda $21,640 \pm 2,336$ MPa ve $11,305 \pm 0,980$ MPa, Palfique Universal Bond grubunda $12,111 \pm 3,053$ MPa ve $3,378 \pm 1,442$ MPa, Single Bond Universal grubunda $9,860 \pm 1,585$ MPa ve $5,390 \pm 0,340$ MPa olarak bulunmuştur. Çalışmada, restoratif materyalin erken uygulanmasının, polimerizasyon sırasında oluşan büzülme stresi nedeniyle bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği, yüzeyde çatlaklara ve iç kırıklara yol açarak koheziv başarısızlıklara neden olabildiği; bu nedenle, kompozit restorasyonunun bir sonraki seansta yapılmasının daha iyi sonuçlar vereceği vurgulanmıştır. Ayrıca, gözlenen kırık tiplerinin erken dönemde yüzeyel koheziv, 24 saat sonra ise daha derin koheziv karakterde gözlemlendiği; materyalin olgunlaşma sürecinin bağlanma dayanımını etkilediği, sürenin artması ile daha güçlü bir bağlanma elde edildiği rapor edilmiştir. Çalışmada, adeziv sistemlerin pH değerlerinin ve içerdiği asidik monomerlerin biyomateriyallerle etkileşimde önemli olduğu, düşük pH değerine sahip adeziv sistemlerin özellikle su bazlı materyallerle bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (Kudva ve ark., 2022).

Çalışmalarda bildirilen bulgular, biyomateryallerin erken zaman sürecinde restorasyon ile yük altına girmesinin uygun olmadığını ve biyomateryalin mekanik stabilitesi açısından yeterli olgunlaşma süresinin gerektiğini göstermektedir. Bu çalışmada da, Biodentine örnekleri 24 saat %100 nemli ortamda bekletildikten sonra kompozit rezin restorasyonu gerçekleştirilmiş ve ortalama bağlanma dayanımı $23,397 \pm 10,109$ MPa olarak saptanmıştır. Biodentine grubunda elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değeri, erken dönemde kompozit rezin uygulanan çalışmalara göre daha yüksek olarak bulunmuştur. Biodentine grubunda tespit edilen yüksek koheziv kırık oranlarının Kudva ve ark.'nın bulgularına paralellik gösterdiği görülmüştür. Ayrıca, bu çalışmada hafif asidik karaktere sahip Clearfil S3 Bond adeziv sisteminin kullanılması hem biyomateryalle kimyasal bağ oluşturabilmesi hem de biyomateryal üzerinde minimal demineralizasyon etkisi oluşturması bağlanma dayanımında avantaj sağlamıştır.

TheraCal PT ile gerçekleştirilen bağlanma dayanımı testlerinde yüksek bağlanma dayanım değerleri bildirildiği görülmektedir. Resin modifiye bir kalsiyum silikat biyomateryal olan *TheraCal PT* ile yüksek bağlanma dayanımının elde edilmesinde yüzeyinde kompozit rezinin bağlanmasını kolaylaştıran resin monomer içeren fonksiyonel gruplara sahip olmasının rolünün yüksek olduğu bildirilmektedir (Alzraikat ve ark., 2016; Deepa ve ark., 2016; Alhowaish ve ark., 2020; Mehra ve ark., 2020; Alqahtani ve ark., 2022; Yavuz, 2022; Gurcan ve Sismanoglu, 2023; Özata ve ark., 2023; Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

Bu çalışmada, *TheraCal PT* restoratif materyale en yüksek bağlanma dayanımı değerinin ($45,404 \pm 12,224$) saptanması bu materyal ile gerçekleştirilen çalışmalarda elde edilen bulgulara paralellik gösterdiği görülmektedir. Ayrıca, bu çalışmada *TheraCal PT* grubunda yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin bulunmasında, materyalin resin monomer içermesinin yanı sıra etkili diğer bir faktörün ise resin içerikli yüzeylere daha iyi bağlanma sağlayan self-etch adeziv Clearfil S3'in kullanılması olduğu düşünülmektedir. Clearfil S3'ün *TheraCal PT* ile yüksek bağlanma etkinliği göstermesinde; Clearfil S3'ün bağlanma mekanizmasının mekanik ve kimyasal olarak gerçekleşmesi rol oynamaktadır. Mekanik bağlanma, adezivin *TheraCal PT*'nin yüzeyine infiltrasyonu ve polimerizasyonu ile sağlanmakta; *TheraCal PT*'nin yüzeyindeki mikroporöz yapı adezivin tutunmasını artırarak mekanik bağlanmayı desteklemektedir. Kimyasal bağlanma mekanizmasında ise *TheraCal PT*'nin içeriğinde bulunan metakrilat

bazlı rezin monomerler, adeziv ve kompozit rezinle kimyasal olarak etkileşime girerek polimerizasyon sürecine katılmaktadır. Kimyasal olarak benzer yapıdaki monomerler, bağlanma arayüzünde daha güçlü bir etkileşim sağlayarak kimyasal bağlanmayı desteklemektedir. TheraCal PT'nin polimerizasyon sonrası termal genleşme katsayısının kompozit rezine daha yakın olması, bağlanma bölgesindeki stresleri azaltarak uzun süreli dayanıklılığı artırmaktadır.

Falakaloğlu ve ark., beş farklı kalsiyum silikat esaslı materyalin (TheraCal PT, TheraCal LC, Biodentine, NeoMTA 2 ve BioMTA+) üzerine Bond Force II (Tokuyama Dental, Japonya) self-etch adeziv sistemi ve Filtek Bulk Fill Posterior (3M ESPE) kompozit materyali uyguladıkları restorasyonlara mikro makaslama bağlanma dayanımı testi uygulamışlardır. Çalışma sonucunda, TheraCal PT, Biodentine, NeoMTA-2 gruplarında bağlanma dayanımları, sırasıyla, $29,9 \pm 2,48$ MPa, $15,23 \pm 1,74$ MPa, $13,72 \pm 2,32$ MPa olarak belirlenmiştir. En yüksek ortalama bağlanma dayanımı gösteren materyalin TheraCal PT olduğu, Biodentine'in bağlanma dayanımı değerinin TheraCal LC ile benzer ancak TheraCal PT'ye kıyasla anlamlı derecede düşük olduğu; NeoMTA-2 ile elde edilen değer Biodentine'ye benzer, ancak TheraCal PT'ye göre daha düşük bulunduğu bildirilmiştir. Biodentine'in TheraCal LC'ye benzer ve MTA'dan ise daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesinde, azaltılmış distile su içeriğinin adezivle daha yüksek bağlanma göstermesi olabileceği öne sürülmüştür (Falakaloğlu ve ark., 2023).

Bu çalışmada, TheraCal PT grubunda $45,404 \pm 12,224$ MPa, Biodentine grubunda $23,397 \pm 10,109$ MPa olarak saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerleri Falakaloğlu ve ark.'nın çalışmasındaki verilerden anlamlı derecede daha yüksek olarak elde edildiği gözlenmektedir. Bu farkın, kullanılan adeziv sistem (Clearfil S3 Bond), uygulama miktarı, polimerizasyon süresi, restoratif materyal (G-aenial Universal Injectable), test cihazı gibi yöntem farklılıklarına bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu çalışmalarda materyaller, adeziv uygulaması öncesinde 24 saat nemli ortamda bekletilmiş olsa da, yüzey hazırlığı protokolleri, adeziv sistemlerin kimyasal içerikleri ve uygulama miktarı bağlanma mekanizmasını etkileyebilmektedir. TheraCal PT'nin, çift kürlenebilir özelliğinin hem fiziksel hem de kimyasal bağlanmayı desteklemesi, monomer infiltrasyonunu kolaylaştırması ve rezidüel monomer salımını en aza indirmesi, bağlanma dayanımındaki yüksek performansını açıklayan başlıca faktörler arasında yer almaktadır. Buna karşın, Biodentine'in ortalama bağlanma dayanımını değerleri bu çalışmada

(23,397±10,109) ve Falakaloğlu ve ark.'nın çalışmasında (15,23 ±1,74 MPa) TheraCal PT'den daha düşük olarak elde edilmiştir. Ancak, Biodentine materyaline ilişkin olarak saptanan bu değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir düzeylerde olduğu görülmektedir.

Bala Anusha ve ark., süt azı dişlerinde TheraCal PT ve Biodentine materyallerinin derin dentin yüzeylerine olan makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırdıkları çalışmada, materyaller örneklerle uygulandıktan sonra %100 nemli ortamda 48 saat bekletilmiştir. Çalışma sonucunda; TheraCal PT ve Biodentine gruplarında ortalama bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla, 5,1±3,5 MPa, 3,1±1,2 MPa olarak belirlenmiş ve gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ayrıca, TheraCal PT grubunda %92,9 adeziv, %7,1 koheziv kırık, Biodentine grubunda ise %57,1 adeziv, %21,4 koheziv ve %21,4 miks kırık tipi gözleendiği ve kırık tiplerinin anlamlı fark oluşturduğu rapor edilmiştir (Bala Anusha ve ark., 2023).

Çalışmalarda düşük bağlanma dayanım değerlerinin elde edilmesinde, diş dokusunun yapısal özellikleri ve kullanılan materyalin dentine mekanik/kimyasal bağlanma özellikleri etkili olabilmektedir. Diş dokusu ve kalsiyum silikat bazlı materyaller arasındaki bağlanma materyalin biyolojik etkinliği açısından, biyomateryalin kompozit materyalleri ile bağlanması ise daha çok restorasyon dayanıklılığı açısından önem taşımaktadır. Pulpa kaplama materyallerinin derin dentinle yetersiz adezyon ve kötü adaptasyon göstermesi durumunda gözlenebilen mikro boşluklar, dentin sıvılarında dalgalanmalara yol açarak postoperatif hassasiyet ve ağrıya neden olabilmektedir. Materyallerde adeziv kırılmanın gözlenmesi ise materyal ile dentin arayüzeyinde yetersiz düzeyde oluşan bağlanma niteliğinden kaynaklandığı, bu durumun oluşmasında ise genellikle adeziv sistemin niteliğinin rol oynadığı belirtilmektedir (Bala Anusha ve ark., 2023). Ayrıca in-vitro çalışmalarda yumuşak ve gözenekli dentine sahip çürük dişler yerine çürüksüz diş kullanılması restorasyon uygulanan dişlerin hemen çiğneme stresine maruz kalması yerine örneklerin yük uygulanmadan 12-14 gün bekletilmesi gerçek klinik koşullardan farklılıklar gösterebilmektedir (Tohidkhah ve ark., 2022).

Literatürde, adeziv sistemlerin özellikle kalsiyum silikat bazlı materyallerle olan etkileşiminde, içerdiği fonksiyonel monomerlerin bağlanma mekanizmasında kritik rol oynadığı belirtilmektedir (Pradeep ve ark., 2021; Tohidkhah ve ark., 2022).

Bu çalışmada, TheraCal PT ve Biodentine uygulandıktan sonra tek aşamalı self-etch Clearfil S3 Bond adeziv sistemi ve G-aenial Universal Injectable kompozit

kullanılmıştır. TheraCal PT için $45,404 \pm 12,224$ MPa, Biodentine için $23,397 \pm 10,109$ MPa olarak saptanan değerler literatürde bildirilen değerlere kıyasla anlamlı derecede yüksek olarak bulunmuştur. Bu farklılıkta, kullanılan adeziv sisteminin kimyasal yapısı, restoratif materyalin tipi, uygulama protokolü, polimerizasyon süresi, test cihazı gibi metodolojik faktörlerin etki ettiği; ayrıca TheraCal PT'nin yüksek bağlanma performansında, çift kürlenebilir özelliğinin kimyasal ve fiziksel bağlanmayı desteklemesine, monomer infiltrasyonunu kolaylaştırmasına ve rezidüel monomer salınımını minimize etmesine bağlı olarak oluşabildiği düşünülmektedir. Biodentine'in TheraCal PT'ye göre daha gözenekli yapısı, geç sertleşme süreci, yüzey pürüzsüzlüğü gibi faktörleri ise bağlanma etkinliğini sınırlayabilmektedir.

Rodríguez-Lozano ve ark.'nın TheraCal PT'nin biyouyumluluk ve biyoaktif özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada; TheraCal PT'nin yüksek hücre canlılığı ve göçü desteklediği, RUNX2 gibi odontojenik gen ekspresyonunu arttırdığı, MTA Angelus ile benzer mineralizasyon potansiyeli gösterdiği; elde edilen bu bulguların TheraCal PT'nin pulpa dokusunun korunmasında ve dentin rejenerasyonunun desteklenmesinde etkili bir materyal olduğu rapor edilmiştir (Rodríguez-Lozano ve ark., 2021).

TheraCal PT'nin sertleşme sırasında yeterli kütle dayanımına ulaşmış olmasının ve üzerindeki kompozitin polimerizasyonu sırasında oluşan büzülme streslerinin zararlı etkilerinin benzer özellik göstermesinin daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilmesinde etkili olduğu öne sürülmüştür (Tohidkhah ve ark., 2022).

Giraud ve ark., TheraCal LC'nin polimerize olmamış rezidüel monomerleri nedeniyle pulpada toksik etkiler oluşturabildiğini öne sürmüşlerdir (Giraud ve ark., 2018). Nilsen ve ark., TheraCal LC'nin 1 mm'lik bir tabaka halinde uygulanmasına rağmen alt katmanının yeterince polimerize olmadığını bildirmişlerdir (Nilsen ve ark., 2017).

NeoPutty uygulanan bağlanma dayanım testlerinde ile gerçekleştirilen çalışmalarda, NeoPutty materyalinin sertleşmesi için beklenen sürelerin bağlanma dayanım performansını etkilediği görülmektedir.

Farklı yüzey işlemlerinin kalsiyum silikat bazlı materyallerin (NeoPutty NeoMTA Plus, Biodentine, TheraCal LC ve Well-Root PT) kompozit rezine mikro-makaslama bağlanma dayanımı (μ SBS) üzerindeki etkileri değerlendirilmek amacı ile yapılan bir çalışmada; örnekler asit ile aşındırma (fosforik asit), tribokimyasal silika

kaplama (TSC), alüminyum oksit ile kumlama (AL) ve işlem uygulanmamış (kontrol) gruplara ayrılmış ve tüm gruplarda uygulanan pulpa kaplama materyallerine 72 saat sonra Adper Single Bond 2 (etch-and-rinse, HEMA içerikli, MDP içermeyen) adeziv sistemi ve Filtek Supreme Flowable kompozit materyali uygulanmıştır. Çalışma sonucunda, en yüksek bağlanma dayanımı değeri AL uygulanan TheraCal LC grubunda ($22,79 \pm 3,16$ MPa) bulunduğu; en düşük bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol gruplarında gözlendiği belirtilmiştir. Yüzey işlemi uygulanmayan kontrol gruplarında, Biodentine ve NeoPutty için ortalama bağlanma dayanımı değerleri $8,44 \pm 1,55$ MPa ve $8,48 \pm 2,02$ MPa olarak bildirilmiştir. Biodentine gruplarında yapılan tüm yüzey işlemleri bağlanma dayanımını artırmış, ancak yüzey işlemleri anlamlı fark oluşturmamıştır. Ayrıca SEM analizi, yüzey işlemlerinin materyallerde mikromekanik tutunmayı artırdığını göstermiş, ancak bu etki materyal türüne bağlı olarak değişkenlik göstermiştir (Gurcan ve Sismanoglu, 2023).

Bu çalışmada, yüzey işlemi uygulanmamış ve pulpa kaplama materyalleri 24 saat %100 nemli ortamda bekletildikten sonra adeziv uygulanmıştır. NeoPutty ($13,191 \pm 6,69$ MPa) ve Biodentine ($23,397 \pm 10,109$ MPa) gruplarında elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerlerinin Gürcan ve ark.'nın çalışmasında işlem uygulanmayan ve 72 saat sonra adeziv-kompozit uygulanan NeoPutty ve Biodentine gruplarında saptanan değerlerden belirgin şekilde daha yüksek olarak elde edildiği gözlenmiştir.

Çalışmalarda aynı materyalle elde edilen farklılıkların uygulanan adeziv sistem ve kompozit rezin, polimerizasyon süresi, test parametreleri ile ilişkilendirilmektedir (Nekoofar ve ark., 2018; Krawczyk-Stuss ve ark., 2019). HEMA içermeyen ancak 10-MDP içeren adeziv ajanların, Adper Single Bond 2'ye kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığı belirtilmektedir (Pradeep ve ark., 2021).

Bu çalışmada uygulanan adeziv sistem Clearfil S3 Bond'un kimyasal yapısı ve self-etch mekanizmasının ve G-aenial Universal Injectable kompozit rezinin daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları elde edilmesine etkili olduğu düşünülmektedir.

Candan ve ark.; NeoPutty, NeoMTA2, ve TheraCal PT materyallerinin, Scotchbond Universal Plus adeziv ve EverX Flow, EverX Posterior, Filtek Z550 kompozit materyalleri ile olan makaslama bağlanma dayanımlarını erken (15 dakika) ve geç (7 gün) olarak uygulanan restorasyonlar açısından değerlendirilmişlerdir. Çalışma sonucunda, TheraCal PT grubunda erken ($34,97 \pm 7,30$ MPa) ve geç ($25,95 \pm 7,70$ MPa)

restorasyonlarda anlamlı derecede ($p = 0,001$) en yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği; NeoMTA2 ve NeoPutty gruplarında ise benzer ($p>0.05$) ancak TheraCal PT'ye göre daha düşük değerler saptandığı ve kompozit materyal tipinin bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirtilmiştir. Geç uygulanan restorasyonlarda NeoPutty ($15,04 \pm 4,91$ MPa) ve NeoMTA2 ($14,40 \pm 7,12$ MPa) gruplarında anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildiği, bu durumun ise materyallerin geç sertleşme sürecini tamamlamasıyla açıklanabileceği rapor edilmiştir. TheraCal PT'nin erken restorasyonlarda daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi, ışıqla sertleşme sonrası oluşan oksijen inhibisyon tabakasının, kompozit rezin ile kimyasal etkileşimi kolaylaştırmasına bağlanmıştır. Bu tabakanın zamanla bozulmasının geç restorasyonlarda bağlanma dayanımının azalmasına neden olduğu öne sürülmüştür (Candan ve ark., 2023).

Bu çalışmada, NeoPutty grubunda elde edilen bağlanma değerinin ($13,191 \pm 6,69$ MPa) Candan ve ark.'ın geç uygulanan restorasyonlarda saptadıkları bağlanma dayanımı değerine ($15,04 \pm 4,91$ MPa) paralellik gösterdiği görülmektedir. TheraCal PT ile saptanan bağlanma değerinin ($45,404 \pm 12,224$ MPa) Candan ve ark.'nın erken restorasyonun uygulandığı TheraCal PT grubu değeri ($34,97 \pm 7,30$ MPa) gibi yüksek olarak elde edildiği görülmektedir. Ayrıca bu çalışmada, NeoPutty ve TheraCal PT gruplarında saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerleri Candan ve ark.'nın bulgularından daha yüksek olarak belirlenmiştir. Candan ve ark.'nın çalışmasında 10-MDP ve HEMA içeren Scotchbond Universal Plus adeziv sistemi ve farklı restoratif materyaller (EverX Flow, EverX Posterior, Filtek Z550) kullanılması, bu çalışmada ise G-aenial Universal Injectable kompozit materyali ve 10-MDP içeren Clearfil S3 Bond adeziv sisteminin kullanılmasının ve diğer metodolojik faktörlerin farklılıkta etkili olduğu düşünülmektedir.

NeoPutty, NeoMTA 2 ve TheraCal PT pulpa kaplama materyalleri üzerine iki farklı adeziv sistem (total-etch ve self-etch) ve iki farklı kompozit rezin materyali (nanohibrit ve bulk-fill) uygulanarak bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği bir çalışmada; her iki adeziv sistem ve kompozit rezin materyallerinde en düşük ortalama bağlanma dayanımının ise tüm gruplarda NeoPutty grubunda ($11,58 \pm 2,90$ MPa), en yüksek ortalama bağlanma dayanımının TheraCal PT grubunda ($31,90 \pm 3,72$ MPa) elde edildiği bildirilmiştir (Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

Bu çalışmada da, en düşük bağlanma değeri NeoPutty grubunda, en yüksek bağlanma değeri TheraCal PT grubunda saptanmıştır. TheraCal PT'nin yüksek bağlanma potansiyelinin içeriğindeki rezin monomerinin adeziv rezin ile güçlü bir kimyasal bağ oluşturmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Alqahtani ve ark., biyoseramik materyallerin (NeoPutty, NeoMTA2, TotalFill BC RRM Fast Set Putty ve ProRoot MTA) rezin modifiye cam iyonomer (RMGI) ve akıcı kompozit rezin (Filtek Z350 XT Flowable) ile olan makaslama bağlanma dayanımları, hemen (immediate) ve gecikmeli (7 gün) olmak üzere iki farklı restorasyon zamanlaması açısından değerlendirmişlerdir. Kompozit rezin gruplarında Single Bond Universal adeziv sistemi kullanılmış, RMGI gruplarında ise adeziv uygulanmamıştır. Çalışma sonucunda, tüm biyoseramik materyallerin kompozit rezinle olan bağlanma dayanımı, RMGI ile olan bağlanma dayanımından anlamlı derecede yüksek ($p<0,001$) bulunmuş, ProRoot MTA'nın RMGI ile olan bağlanma değerinin ise anlamlı farklılık göstermediği belirtilmiştir. Kompozitin hemen uygulandığı materyal gruplarında, NeoPutty diğer materyallere göre anlamlı derecede daha düşük bir bağlanma dayanımı sergilemiştir. NeoPutty grubunda bağlanma dayanımı, hemen restorasyon yapıldığında $4,04 \pm 0,93$ MPa, gecikmeli restorasyon uygulandığında $8,03 \pm 1,82$ MPa olarak saptanmıştır ($p<0,001$). NeoMTA2, TotalFill ve ProRoot MTA gecikmeli restorasyon gruplarında da anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Ayrıca en sık gözlenen kırık tipinin materyal içi koheziv ve miks özellikte olduğu belirtilmiştir (Alqahtani ve ark., 2022).

Bu çalışmada NeoPutty materyalinin ortalama bağlanma dayanımı $13,191 \pm 6,69$ MPa olarak belirlenmiş ve bu değer Alqahtani ve ark.'nın çalışmasındaki hemen ($4,04 \pm 0,93$ MPa) ya da gecikmeli ($8,03 \pm 1,82$ MPa) olarak kompozitin uygulandığı gruplara kıyasla daha yüksek olarak saptanmıştır. Bu farkın, kullanılan adeziv Clearfil S3 Bond'un MDP içermesine ve restoratif materyal olarak G-ænial Universal Injectable kompozitin uygulanmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışmada NeoPutty grubunda yüksek oranda gözlenen koheziv kırıkların Alqahtani ve ark., bulgularına paralellik gösterdiği görülmektedir.

NeoPutty, TheraCal PT ve Biodentine pulpa kaplama materyallerinin üç farklı universal adeziv sistem ile kompozit rezin materyale makaslama bağlanma dayanımlarının incelendiği çalışmada; Gluma Bond Universal, Single Bond Universal ve

G-Premio Bond ve G-ænial Universal Injectable kompozit kullanılmıştır. Restorasyonlar pulpa kaplama materyalleri uygulandıktan 12 dakika sonra gerçekleştirilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı TheraCal PT grubunda (Gluma Bond ile $23,94 \pm 9,05$ MPa), en düşük bağlanma dayanımı NeoPutty grubunda (Gluma Bond ile $0,88 \pm 0,40$ MPa) elde edilmiştir. Biodentine grubunda en yüksek bağlanma değeri Gluma Bond ($5,19 \pm 2,14$ MPa), en düşük değer ise G-Premio Bond ($3,87 \pm 2,45$ MPa) ile saptanmıştır. TheraCal PT ve diğer gruplar arasında farklılığın anlamlı olduğu, NeoPutty ve Biodentine grupları arasında anlamlı farklılık saptanmadığı belirtilmiştir (Yavuz, 2022).

Bu çalışmada, en yüksek ortalama değerlerin sırasıyla TheraCal PT > Biodentine > NeoPutty gruplarında saptanmasının Yavuz ve ark.'ın bulgularına paralellik gösterdiği; ancak TheraCal PT ($45,404 \pm 10,021$ MPa), Biodentine ($23,397 \pm 6,423$ MPa) ve NeoPutty ($13,191 \pm 4,657$ MPa) ile saptanan bağlanma dayanım değerlerinin Yavuz ve ark.'ın bulgularından daha yüksek olduğu görülmüştür. Adeziv sistemlerin kimyasal yapıları ve bekleme süreleri sonuçlarda etkili olabilmektedir. Yavuz ve ark.'nın çalışmasında kullanılan adezivlerin pH düzeylerinin ve monomer içeriklerinin bu çalışmada kullanılan Clearfil S3 Bond'dan farklılık göstermesinin ve pulpa kaplama materyallerine adezivlerin Yavuz ve ark. tarafından kısa sürede (12 dk), bu çalışmada ise 24 saat sonra 37°C ve %100 nemli ortamda bekledikten sonra uygulanmasının sonuçlara etki ettiği görülmüştür.

NeoPutty, NeoMTA 2, TheraCal LC'nin bulk kompozit rezine mikro makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirildiği çalışmada; biyomateryaller 24 saat %100 nemli ortamda bekletildikten sonra Bond Force II adeziv sistemi uygulanmıştır. Çalışma sonucunda; en yüksek bağlanma dayanımının TheraCal LC grubunda ($23,32 \pm 9,15$ MPa) elde edildiği, NeoPutty ($11,37 \pm 4,63$ MPa) ve NeoMTA 2 ($12,17 \pm 11,20$ MPa) grupları arasında anlamlı farklılık bulunmadığı ve tüm gruplarda koheziv kırık tipinin yaygın olduğu bildirilmiştir. TheraCal LC'nin diğer biyomateryallere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesi, içeriğindeki HEMA/TEGDMA'nın kompozit rezinle kimyasal bağ oluşturması ile ilişkilendirilmiştir (Özata ve ark., 2023).

Bu çalışmada, NeoPutty grubunda saptanan ortalama değerin ($13,191 \pm 4,657$ MPa) Özata ve ark.'ın bildirdiği ortalama değere benzer olması ve NeoPutty'nin diğer biyomateryallere göre düşük değerler ve koheziv kırıklar sergilemesi NeoPutty'nin yapısal direncinin sınırlı olduğunu göstermektedir. TheraCal LC ve TheraCal PT rezin içerikli kalsiyum silikat bazlı materyallerdir ve polimerizasyon özellikleri bakımından

benzerlik göstermektedir. Ancak bu çalışmada kullanılan TheraCal PT'nin TheraCal LC'e ve diğer materyallere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği görülmektedir. TheraCal PT'nin bağlanma dayanımının TheraCal LC'e göre daha yüksek olması TheraCal PT'nin dual-cure özelliği ile daha derin ve etkin polimerizasyon oluşturmaları ile ilişkilendirilmiştir. Bu çalışmada TheraCal PT'nin Clearfil S3 Bond ile ortalama $45,404 \pm 10,021$ MPa bağlanma dayanımı ile diğer biyomateryallere göre en yüksek değeri göstermesi kullanılan adeziv, restoratif ve pulpa kaplama materyal farklılığının önemini açıklamaktadır. Bu çalışmada kullanılan Clearfil S3 Bond'un içerdiği 10-MDP monomeri dentin ve materyal yüzeyinde kimyasal bağ kurma potansiyelini ve bağlanma dayanımını artırmıştır.

NeoPutty, Biodentine ve MTA Cem LC pulpa kaplama materyallerinin Single Bond Universal adeziv sistemi, Filtek Bulk Fill ve EverX Posterior kompozit materyalleri ile makaslama bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada; örnekler rezin uygulaması yapılmadan önce 24 saat %100 nemli ortamda bekletilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı MTA Cem LC ile (EverX Posterior / $25,19 \pm 2,91$ MPa, Filtek Bulk Fill/ $22,07 \pm 1,73$ MPa), en düşük bağlanma dayanımı NeoPutty ile (EverX Posterior / $4,49 \pm 2,23$ MPa, Filtek Bulk Fill/ $3,17 \pm 2,42$ MPa) elde edilmiştir. Biodentine grubunda ortalama değerler; EverX Posterior/ $12,23 \pm 1,54$ MPa, Filtek Bulk Fill/ $10,82 \pm 1,55$ MPa olarak bulunmuş ve tüm gruplar arasında farklılığın anlamlı olduğu ($p < 0,05$) belirtilmiştir. Ayrıca MTA Cem LC ve Biodentine gruplarında koheziv ve miks kırıklar gözlenirken, NeoPutty grubunda adeziv ve miks kırıklar tespit edilmiştir. Koheziv kırıkların materyalin maksimum dayanımında olduğunu, adeziv kırıkların ise materyalin zayıf bağlandığını gösterdiği bildirilmiştir. MTA Cem LC grubunda gözlenen yüksek bağlanma dayanımı, materyalin içeriğindeki HEMA/TEGDMA monomerlerinin ışıqla polimerize olması sonucu dış yüzeyde oluşan stabil polimerik ağ yapısının kompozit rezinle kimyasal bağ oluşturmaları ile ilişkilendirilmiştir. NeoPutty gibi putty formundaki biyoseramiklerin bağlanma değerlerinin düşük olması; materyalin yüzeyinde oluşan kristal yapının yeterince olgunlaşmadan adezivlerin içeriğindeki asidik monomerlerle etkileşime girmesi sonucu materyal yüzeyindeki jel benzeri tabakanın aşınmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca, kompozit rezinlerin hidrofobik yapısı biyomateryaller ile olan bağlanmayı sınırlayabilmektedir (İpek ve ark., 2023).

Bu çalışmada, Biodentine grubunda saptanan ortalama bağlanma dayanımı değerlerinin NeoPutty grubuna göre yüksek olarak elde edilmesi İpek ve ark.'nın bildirdikleri değerlere paralellik göstermektedir. Ayrıca bu çalışmada Biodentine grubunda elde edilen değer (23,397±10,109 MPa) İpek ve ark'ın her iki kompozit ile elde ettikleri değerlerden (12,23±1,54 MPa, 10,82±1,55 MPa) anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmektedir. Kullanılan adezivler ve kimyasal içerikleri, polimerizasyon süresi, bağlanma yüzeyinde polimerizasyon büzülmesi sonucu kompozit ya da biyomateriyal içinde oluşabilen mikroçatlaklar gibi faktörler bağlanma dayanımını olumlu ya da olumsuz etkileyebilmektedir (Ebrahimi ve ark., 2013; Deepa ve ark., 2016).

Kalsiyum hidroksit, dayanıklılığının düşük olması, nemli ortamda çözünmesi, dentine yeterli bağlanamaması ve zamanla sızıntıya neden olması gibi dezavantajları nedenleri ile vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat esaslı pulpa kaplama materyallerine göre daha sınırlı bir etkiye sahip olduğu belirtilmektedir. Kalsiyum hidroksit uygulanan vital pulpada oluşan dentin köprülerinde gözlenen tünel defektlerinin ve porozitelerinin tedavinin uzun dönem başarısını olumsuz etkilediği bildirilmektedir (Fuks, 2000; Asgary ve ark., 2008; Dammaschke, 2008; Zhu ve ark., 2015; Nair ve Gurunathan, 2019; Varma ve ark., 2023).

Vital pulpa tedavilerinde kalsiyum hidroksite ilişkin olarak belirtilen olumsuzlukların gözlenmesi, vital pulpa tedavilerinde daha dayanıklı, biyouyumlu ve pulpa dokusunu uzun süre koruyabilecek materyallerin geliştirilmesi çalışmaları hız kazanmış ve farklı içerikli biyomateriyaller kullanıma sunulmuştur. Günümüzde çocukların süt ve sürekli dişlerinde uygulanan vital pulpa tedavilerinde çeşitli kalsiyum silikat esaslı materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır (Witherspoon, 2008; Cho ve ark., 2013; Dawood ve ark., 2017; Parirokh ve ark., 2018).

Bu çalışmada, Dycal geleneksel pulpa kaplama materyali olarak kalsiyum silikat esaslı materyaller ile bağlanma dayanımları kalsiyum silikat esaslı materyaller olan NeoPutty, TheraCal PT ve Biodentine ile karşılaştırılmış ve bağlanma dayanımı NeoPutty grubundan yüksek, TheraCal PT ve Biodentine grubundan düşük olarak bulunmuştur. Dycal ve Biodentine grubu ile arasında anlamlı bir fark bulunmamış; TheraCal PT ve NeoPutty arasında ise farklılıkların anlamlı olduğu belirlenmiştir.

Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımı testleri sonrasında örneklerde oluşan kırık tipleri stereomikroskop ile incelenebilmekte ve gözlenen kırık tipleri adeziv, koheziv ya da miks olarak tanımlanabilmektedir. Kırık tipi değerlendirmesi, adeziv prosedürlerin başarısını değerlendirmede temel kriter olarak değerlendirilmemekte, ancak bağlanma dayanımı testlerine ek olarak yapılması önerilmektedir (Ebnesajjad, 2009). Bu çalışmada da; bağlanma dayanımı testi sonrası örnekler stereomikroskop altında incelenerek kopmanın meydana geldiği yüzeyler kırık tipleri açısından değerlendirilmiştir.

Adezyonun kabul edilebilir olduğu durumlarda kırıkların materyalin kendi içinde koheziv olarak gerçekleşmesi beklenmektedir. Materyal içi koheziv kırık görülen örneklerde, adezyonun maksimum dayanıma sahip olduğu, bağlanmanın zayıf olduğu yerin ara yüzeyden çok biyomateryalin yapısı olduğu öne sürülmektedir (Palma ve ark., 2021; Alqahtani ve ark., 2022; Candan ve ark., 2023; İpek ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023).

Adeziv kırıklar adezyonun başarısızlığını göstermektedir (Oskoe ve ark., 2011; Palma ve ark., 2021). Bağlanma dayanımı arttıkça kırılmanın adezivden kohezive kaydığı belirtilmektedir (Odabaş ve ark., 2013). Pulpa kaplama materyali içinde oluşan koheziv kırıkların, materyalin dayanımını yansıttığı ve kompozit/biyomateryal ara yüzeyindeki bağlanma dayanımını doğrudan temsil etmediği bildirilmektedir (Palma ve ark., 2021).

Kalsiyum silikat esaslı pulpa kaplama materyalleri mekanik olarak dayanıklı olmadıkları için yüksek bağlanma dayanımı gösterememekte ve kırıklar bağlanma arayüzünden çok genellikle materyalin kendi içinde gerçekleşmektedir (Gurcan ve Sismanoglu, 2023). Kalsiyum silikat esaslı materyallere ilişkin olarak yapılan bir çalışmada, tüm örneklerde koheziv kırık elde edilmiş; NeoPutty grubunda görülen yüzeyel koheziv kırıklar materyalin bağlanma dayanımının düşük olması ve sertleşme reaksiyonunu tamamlayamaması ile ilişkilendirilmiştir (Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

NeoPutty ile gerçekleştirilen bir çalışmada, *NeoPutty*'in iç direncinin adeziv bağlanma direncinden düşük olması sebebiyle en çok koheziv kırıkların gözleendiği ve bu durumun *NeoPutty* materyalinde sertleşme reaksiyonunun tamamlanamaması ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (Yavuz, 2022). İpek ve ark. ise *NeoPutty* grubunda adeziv ve daha az oranda miks kırık gözleendiği, adezyonun zayıf olmasının bu duruma neden olduğunu

belirtmişlerdir (İpek ve ark., 2023). NeoPutty gruplarında oluşan kırık tiplerinin değerlendirildiği diğer çalışmalarda ise çoğunlukla koheziv kırıkların gözlendiği bildirilmiştir (Alqahtani ve ark., 2022; Candan ve ark., 2023; Özata ve ark., 2023; Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024).

Bu çalışmada; NeoPutty grubunda kırıkların materyal içinde %92,9 oranında koheziv kırık, %7,1 oranında ise adeziv kırık şeklinde olduğu gözlenmiştir. NeoPutty grubunda miks veya koheziv-kompozit kırık görülmemesi, NeoPutty materyalinin kompozitin oluşturduğu stres karşısında kırılğan yapıda olduğunu göstermektedir. Gözlenen kırık oranları, NeoPutty materyalinde sertleşme reaksiyonunun tamamlanamadığını düşündürmektedir. NeoPutty grubunda saptanan bu oranlarının Yavuz ve ark, Alqahtani ve ark., Candan ve ark., Özata ve ark., Öznurhan ve Altınay Karaca'nın bulgularına benzer olduğu görülmektedir.

TheraCal PT'nin uygulandığı çalışmalarda kırık tipleri oranlarının farklılık gösterdiği görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımın TheraCal PT ile elde edildiğinin belirtildiği bir çalışmada %50 oranında miks kırık tipinin görüldüğü bildirilmiştir (Falakaloğlu ve ark., 2023). TheraCal PT ile görülen koheziv kırıkların materyal içindeki güçlü bağlanmadan kaynaklandığı öne sürülmüştür (Öznurhan ve Altınay Karaca, 2024). Candan ve ark., TheraCal PT grubunda en çok koheziv kırıkların gözlendiğini rapor etmişlerdir (Candan ve ark., 2023). Bir diğer çalışmada ise, TheraCal PT grubunda %93 oranında adeziv kırık olduğu belirtilmiştir (Bala Anusha ve ark., 2023).

Bu çalışmada; TheraCal PT grubunda en yüksek kırık oranı miks kırık (%42,9), adeziv kırık %28,6, biyomateryal/koheziv %14,3, kompozit/koheziv %14,3 oranlarında gözlenmiştir. Materyal içinde koheziv ve kompozit içinde koheziv kırıkların daha dengeli dağılım göstermesi, bağlanmanın güçlü olduğunu göstermektedir. TheraCal PT'nin rezin içeriği sayesinde kompozit ile kimyasal olarak iyi bağlanmış olduğu ve kırıkların sadece bağlanma yüzeyinde değil, materyal içinde ve kompozitte de olduğu görülmektedir.

Biodentine ile gerçekleştirilen bağlanma dayanımı testleri sonrasında en çok gözlenen kırık tiplerinde farklılıklar olduğu görülmektedir. Bazı çalışmalarda Biodentine ile en yüksek oranda koheziv kırıkların gözlendiği rapor edilmiştir (Odabaş ve ark., 2013; Çolak ve ark., 2016; Meraji ve Camilleri, 2017; Kudva ve ark., 2022) Bazı çalışmalarda ise yetersiz adezyon sebebiyle en çok adeziv kırıkların görüldüğü (Biçer ve Bayrak, 2019;

Palma ve ark., 2021; Yavuz, 2022) veya %80 oranda miks kırılma gözlendiği (Falakaloğlu ve ark., 2023) bildirilmiştir. Biodentine ve NeoPutty materyallerinin incelendiği bir çalışmada ise yüzey işlemi uygulanan gruplarında koheziv ve miks kırık oranlarında artış görüldüğü, yüzey işlemi uygulamalarının bağlanma performansını arttırdığı bildirilmiştir (Gurcan ve Sismanoglu, 2023).

Bu çalışmada; Biodentine grubunda, kırıkların %50'si materyal içinde koheziv, %35,7'si adeziv, %14,3'ü miks kırık olarak gözlenmiştir. Miks kırıkların varlığı, bağlanmanın tamamen yüzeyden kopmadığını, belirli bir direnç sağlandığını göstermektedir. Biodentine, Dycal ve NeoPutty'den daha yüksek bağlanma gösterse de, kırıkların büyük kısmının biyomateriyal içinde olması, bağlanma dayanımının yeterli olmadığını düşündürmektedir.

Kalsiyum hidroksit materyalleri ile bağlanma dayanımı testi sonrası gözlenen kırık tiplerinin daha çok materyal içinde gerçekleştiği belirtilmektedir (Dickens ve ark., 2004; Schwendicke ve ark., 2016; Jantararat ve ark., 2018; Nair ve Gurunathan, 2019; Akbiyik ve ark., 2021).

Bu çalışmada, Dycal grubunda %64,3 oranında materyal içinde koheziv kırık, %7,1 oranında adeziv kırık ve %28,6 oranında miks kırık görülmüştür. Saptanan bu sonuçlar Dycal ile kırıkların daha çok materyal içinde gerçekleştiğini bildiren çalışmalara paralellik göstermektedir. Dycal materyalinde koheziv kırıkların yüksek oranda görülmesi, Dycal'ın mekanik dayanımının sınırlı olduğunu ve uygulanan makaslama kuvveti sonrası kırılmanın yüksek oranda materyalin içinde gerçekleştiğini göstermektedir. Düşük oranda görülen adeziv kırık, Dycal'ın dentin yüzeyine yeterli bağlanma sağlayamadığını; miks kırıkların varlığı ise bazı örneklerde kısmi bir mekanik tutunmanın oluştuğunu düşündürmektedir.

SEM Bulgularının Değerlendirilmesi

Pulpa kaplama materyallerinin dentin yüzeyi ile adaptasyonu, vital pulpa tedavilerinin başarısında önem taşımaktadır. Materyalin dentine adaptasyonunun materyalin adezyon yeteneği, çözünürlüğü ve hacim değişikliği gibi çeşitli özelliklerine bağlı olabilmektedir (Samuel ve ark., 2016). Biyomateriyallerin dentinle yeterli temas sağlayamaması arayüzeyde mikroskobik boşlukların oluşmasına yol açabilmekte ve bu boşluklar mikrosızıntı, bakteriyel geçiş ve kuafaj tedavilerinin başarısızlık riski ile ilişkilendirilmektedir (de Sá ve ark., 2021; Snigdha ve ark., 2023).

Materyallerin marjinal adaptasyonun değerlendirilmesinde boya penetrasyon yöntemi, elektriksel yöntem, sıvı filtrasyon tekniği, radyoizotop izleme ve SEM ile görüntüleme gibi çeşitli yöntemler kullanılabilir (Xavier ve ark., 2005; Zafar ve ark., 2009; Bidar ve ark., 2010; Bala Anusha ve ark., 2023).

SEM ile görüntüleme yönteminde, pulpa kaplama materyali ve dentin arasındaki marjinal boşluklar, yüzey sürekliliği, bağlanma yüzeyindeki morfolojik bütünlük değerlendirilebilmektedir. SEM, yüksek büyütme ve uygun çözünürlük kapasitesi sayesinde marjinal boşlukları mikron-altı düzeylerde değerlendirme olanağı sunmaktadır.

Bu çalışmada da, NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ve Dycal pulpa kaplama materyallerinin dentin dokusuyla adaptasyonu SEM analizi ile gerçekleştirilmiş; oklüzal kavite tabanında belirlenen iki farklı noktadan alınan SEM görüntüleri x500, x1.000, x20.000 büyütmelerde incelenmiştir.

Torabinejad ve ark. örneklerin altınla kaplanması sırasında uygulanan yüksek sıcaklıkların, yapay çatlakların oluşmasına neden olabileceğini; bu durumun elde edilen görüntülerin materyal adaptasyonunu tam olarak yansıtamama riskini oluşturabileceğini belirtmişlerdir (Torabinejad, Smith, ve ark., 1995). Bu bilgiler doğrultusunda, bu tez çalışmasında örneklere altın kaplaması yapılmadan SEM analizi gerçekleştirilmiştir.

Literatürde NeoPutty ile ilgili mikromorfolojik adaptasyon verileri sınırlı olsa da, MTA biyomateryalinin dentinle iyi marjinal adaptasyon sağladığı bildirilmektedir (Torabinejad ve ark., 1995; Xavier ve ark., 2005; Dimitrova ve Kouzmanova, 2013; Cervino ve ark., 2017).

Bu çalışmada SEM analizinde, en düşük ortalama mikrogap değeri NeoPutty grubunda elde edildiği belirlenmiştir. NeoPutty grubunda saptanan ortalama $3,026 \pm 1,745$ µm boşluk değeri; NeoPutty materyalinin dentin yüzeyine kısmen iyi adapte olduğunu, ancak bazı örneklerde adaptasyonun sınırlı kaldığını göstermiştir. NeoPutty'nin putty formunda olması ve uygulama esnasında dentin yüzeyine tam temas sağlayamaması bazı yerlerde daha belirgin boşluk değerleri oluşturmuştur. SEM analizinde gözlenen bu bulguların MTA materyallerinin dentine iyi uyum sağladığını bildiren Bansal ve ark., Cervino ve ark., Dimitrova ve Kouzmanova, Torabinejad ve ark., Xavier ve ark.'ı bulgularına benzerlik gösterdiği görülmektedir.

Literatürde, ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonu, büzülme gerilimlerine neden olan hacimsel büzülmenin oluşmasına yol açabildiği bildirilmektedir. Polimerizasyon büzülmesi nedeniyle oluşan stresler, adaptasyonu olumsuz etkileyebilmektedir (Papadakou ve ark., 1990). Işıkla sertleşen materyallerdeki polimerizasyon büzülmesinin ışık kaynağına doğru olduğu öne sürülmektedir (Cho ve ark., 2002). Sınıf I kavitelerde ışıkla sertleşme sırasında restorasyonun polimerizasyon stresi ile oklüzal yüzeye doğru çekilme eğiliminde olması pulpa tabanı ile rezin materyal arasında boşlukların oluşmasına neden olabildiği belirtilmektedir (Furness ve ark., 2014).

Dual-cure polimerizasyon mekanizmasına sahip olan TheraCal PT'nin, TheraCal LC aksine polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi sebebiyle daha yüksek polimerizasyon büzülmesine sebep olabileceği düşünülmektedir (Nilsen ve ark., 2017). TheraCal PT grubunda tespit edilen yüksek marjinal boşluk değerinin materyalin rezin modifiye yapısı ve viskozitesinin yüksek oluşu ile açıklanabileceği belirtilmektedir (Yavuz ve ark., 2022).

TheraCal LC ile gerçekleştirilen bir çalışmada, adaptasyonunun yetersiz olduğu ve arayüzey boşluklarının fazla olduğu rapor edilmiştir (Alazrag ve ark., 2020). Bazı çalışmalarda ise TheraCal LC'in rezin içeriğine bağlı olarak sızdırmazlığının yüksek olduğu bildirilmiştir (Makkar ve ark., 2015; Nagmode ve ark., 2023). TheraCal PT uygulanan bir boya penetrasyon çalışmasında, düşük mikrosızıntı değerleri bildirilmiştir (Prathima ve ark., 2012).

Bu çalışmada SEM görüntülerinde en yüksek mikroboşluk ortalama değeri TheraCal PT grubunda saptanmıştır. TheraCal PT grubunda elde edilen $42.740 \pm 3.937 \mu\text{m}$ boşluk değeri; TheraCal PT'nin dentin yüzeyine yeterli adaptasyon sağlayamadığını ve örneklerde belirgin marjinal boşlukların oluşmasına neden olduğu göstermiştir.

Literatürde, kendi kendine sertleşen materyallerin viskozitelerine rağmen ışıkla sertleşen materyallere göre daha iyi adaptasyon gösterdiği öne sürülmektedir. Yüksek viskoziteli materyallerin penetrasyonu zor olsa da, ışıkla sertleşen materyallerde polimerizasyon büzülmesi nedeniyle oluşan streslerin adaptasyonu daha olumsuz etkilediği belirtilmektedir (Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; John ve ark., 2017; Karadas ve Atıcı, 2020; Yavuz ve ark., 2022).

SEM analizi çalışmalarında; Biodentine materyalinin dentin yüzeyi ile temasında boşlukların minimal düzeyde gözlemlendiği; bu durumun materyalin yüksek ıslanabilirliği

ve iyi yüzey akışkanlığı ile ilişkili olabileceği öne sürülmüştür (Bansal ve ark., 2019; Iovan ve ark., 2019). Bazı çalışmalarda, Biodentine'in MTA'ya göre daha küçük ve homojen parçacık boyutuna sahip olmasının dentine daha iyi infiltre olmasını sağladığı belirtilmiştir (Guneser ve ark., 2013; Alazrag ve ark., 2020).

Bu çalışmada, Biodentine grubunda ortalama boşluk değeri ($3,424 \pm 1,264 \mu\text{m}$), NeoPutty ile benzer ve TheraCal PT'ye göre belirgin şekilde daha düşük bulunmuştur. Biodentine'in dentin yüzeyine iyi adapte olduğu ve mikromorfolojik olarak homojen bir ara yüzey oluşturduğu gözlenmiştir.

Literatürde, Dycal uygulanan örneklerde dentin–materyal arayüzünde belirgin mikro boşlukların olduğu ve hiçbir örnekte boşluksuz adaptasyon gözlenmediği bildirilmiştir (Peliz ve ark., 2005; John ve ark., 2017).

Araştırmacılar, zayıf mekanik özellikleri ve dentine yapışma özelliğinin bulunmaması nedeniyle Dycal'ı artmış arayüz boşlukları ve sınırlı adaptasyon performansı ile ilişkilendirmişlerdir (Peliz ve ark., 2005; Dionysopoulos ve Koliniotou-Koumpia, 2014; John ve ark., 2017).

Papadakou ve ark., kompozit polimerizasyonu sırasında oluşan çekme streslerinin Dycal tabakasını dentin yüzeyinden ayırdığını ve bu durumun mikrosızıntıyı artırdığını belirtmişlerdir (Papadakou ve ark., 1990). John ve ark., farklı pulpa kaplama materyallerinin dentin ve kompozit ile olan adaptasyonlarını SEM ile değerlendirmişler ve bazı örneklerde, ultrasonik temizlik işlemi sırasında Dycal'ın yerinden ayrıldığını, bu durumun ise materyalin dentin yüzeyine yeterince tutunamadığını desteklediğini bildirmişlerdir (John ve ark., 2017).

Bu çalışmada, Dycal grubunda $6,971 \pm 1,506 \mu\text{m}$ olarak belirlenen ortalama boşluk değeri, Dycal materyalinin diğer materyal gruplarına göre orta düzeyde bir adaptasyon performansı oluşturduğunu göstermiştir. SEM incelemesinde, dentin yüzeyi ile Dycal arasında yer yer boşluklar olduğu görülmüştür. Bu durum, kalsiyum hidroksitin düşük mekanik dayanımı ile ilişkilendirilmiştir. Dycal materyalinin uygulama sırasında yüzeye yeterince yayılamaması ve sertleşme sürecinde oluşan hacimsel değişikliklerin dentine adaptasyonunu olumsuz etkilediği düşünülmektedir.

Snigdha ve ark., pulpotomi sonrası uygulanan Biodentine, ProRoot MTA ve MTA Angelus materyallerinin marjinal adaptasyonlarını SEM kullanılarak değerlendirmişler;

en düşük marjinal boşluk değerlerini sırası ile, ProRoot MTA ($1,17 \pm 2,03 \mu\text{m}$), MTA Angelus ($10,9 \pm 2,08 \mu\text{m}$) ve Biodentine ($16,9 \pm 6,13 \mu\text{m}$) gruplarında saptandığını belirtmişlerdir (Snigdha ve ark., 2023). Bu bulguların bu tez çalışmasında elde edilen SEM sonuçları ile karşılaştırıldığında, paralellikler ve farklılıklar içerdiği gözlenmektedir. Bu çalışmada, NeoPutty grubunda saptanan ortalama marjinal boşluk değerinin ($3,03 \pm 1,74 \mu\text{m}$) Snigdha ve ark.'nın çalışmasında elde edilen ve dentin yüzeyi ile en iyi adaptasyon gösterdiği belirtilen ProRoot MTA ile benzerlik gösterdiği görülmektedir. ProRoot MTA ile elde edilen düşük marjinal boşluk değeri, MTA Angelus'a göre daha küçük partikül boyutuna sahip olması ile açıklanabilmektedir. Partikül boyutu küçüldükçe, partiküller arası boşluklar azalmakta ve dentin tübüllerine daha fazla penetrasyon gerçekleşmektedir. Ayrıca ProRoot MTA'nın daha uzun sürede sertleşmesi, materyalin daha az büzülmesine neden olarak marjinal adaptasyonu olumlu etkilediği düşünülmektedir. Her iki materyalin benzer kimyasal bileşenlere sahip olması, bu adaptasyon benzerliğini açıklayabilmektedir. Ancak çalışmada gözlenen bireysel varyasyonlar ve bazı örneklerde ölçülen daha yüksek boşluk değerleri, materyalin manuel uygulama esnasında yüzeyle tam adaptasyon göstermeyebileceğini de düşündürmektedir. Snigdha ve ark.'nın çalışmasında bildirilen Biodentine'in marjinal boşluk değerinin ($16,9 \pm 6,13 \mu\text{m}$), bu çalışmada elde edilen değere ($3,42 \pm 1,26 \mu\text{m}$) göre daha yüksek olarak bulunduğu gözlenmektedir. Biodentine'in sertleşme sürecinde yüzeyde amorf, jel benzeri bir tabaka oluşturduğunu ve bu tabakanın hassas bir şekilde uygulanan basınçla bozulabileceğini, bunun da adaptasyonu olumsuz etkileyebileceği düşünülmektedir.

NeoPutty, Biodentine ve TheraCal PT materyallerinin dentin ile arayüz adaptasyonlarının değerlendirildiği bir in-vitro çalışmada; sınıf V kavite tabanına uygulanan deney materyalleri mikrosızıntı ve SEM analizleri ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. SEM analizinde, ortalama arayüz boşluğu NeoPutty grubunda $3,46 \pm 0,73 \mu\text{m}$, Biodentin grubunda $7,25 \pm 0,60 \mu\text{m}$, TheraCal PT grubunda ise anlamlı şekilde daha yüksek olarak $33,47 \pm 0,73 \mu\text{m}$ bulunmuştur ($p < 0,05$). TheraCal PT'de gözlenen yüksek boşluk değerleri, materyalin rezin içeriğine bağlı polimerizasyon büzülmesi ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, SEM analizinde kullanılan vakum ortamının ve su bazlı yapılarla etkileşimin dentin ile materyal arasındaki adaptasyonu etkileyebileceği; bu nedenle konfokal veya atomik kuvvet mikroskobu gibi görüntüleme tekniklerinin arayüz incelemelerinde daha uygun olabileceği vurgulanmıştır (Yavuz ve ark., 2022).

Bu tez çalışmasında termal siklus ve SEM hazırlık işlemleri (asitlenme ve altın kaplama) uygulanmamış olmasına rağmen, NeoPutty ve Biodentine gruplarında Yavuz ve ark.'ın bulgularına benzer şekilde daha düşük, TheraCal PT grubunda ise daha yüksek arayüz boşlukları gözlenmiştir. Bulgular, materyallerin dentin yüzeyine adaptasyonunun, materyale özgü fizikokimyasal özellikler nedeniyle çevresel değişkenlerden bağımsız gerçekleşebileceğini düşündürmektedir.

De Sá ve ark., apikal plug olarak uygulanan MTA HP, Biodentine ve beyaz MTA materyallerinin dentin duvarlarına marjinal adaptasyonunu ve bağlanma dayanımlarını SEM ile değerlendirdikleri çalışmalarında; gruplarda apikal bölgede saptanan değerler arasında anlamlı farklılık gözlenmediğini, ancak servikal bölgedeki en küçük boşluk değerinin beyaz MTA'da anlamlı olarak daha yüksek ($p<0.05$) olarak bulunduğunu bildirmişlerdir (de Sá ve ark., 2021). Araştırmacılar apikal bölgede elde edilen benzer sonuçların; kullanılan tüm materyallerin kalsiyum silikat esaslı yapıda olması, örneklerin hazırlanma, uygulanma protokollerinin ve materyallerin viskozite ve akışkanlık özelliklerinin benzerlik göstermesi ile ilişkilendirmişlerdir (Küçükkaya Eren ve ark., 2017). Kadić ve ark., Torres ve ark., dentin ve materyaller arasında marjinal adaptasyonu inceledikleri çalışmalarında, MTA ve Biodentine grupları arasında boşluk yüzdesi ve arayüzdeki boşluk çapı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadığı bildirmişlerdir (Kadić ve ark., 2018; Torres ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında da, De Sá ve ark, Kadić ve ark., Torres ve ark.'ın bildirdikleri sonuçlara paralel olarak benzer bulgular elde edildiği görülmüştür.

Nagmode ve ark., MTA, Biodentine ve ışıkla sertleşen MTA materyallerinin dentin yüzeyi ile olan mikromorfolojik adaptasyonları SEM analizi ile değerlendirmişler ve arayüz boşluklarını sayısal olarak ölçmüşlerdir. Çalışmada, marjinal adaptasyon açısından en iyi performansın sırasıyla, ışıkla sertleşen MTA ($2,29\pm0,76\ \mu\text{m}$), Biodentine ($2,93\pm0,79\ \mu\text{m}$) ve MTA ($3,52\pm0,76\ \mu\text{m}$) gruplarında tespit edildiğini belirtmişlerdir (Nagmode ve ark., 2023).

Bu çalışmada kullanılan ve ışıkla sertleşme özelliğine de sahip bir materyal olan TheraCal PT ile Nagmode ve ark.'ın ışıkla sertleşen bir materyal olan LC-MTA ile elde ettikleri değerden anlamlı olarak daha yüksek ortalama boşluk değeri elde edildiği görülmüştür. Bu farkın, TheraCal PT'nin yüksek viskozite yapısına ve yeterli polimerize olamayan TheraCal LC'ye kıyasla daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olabilen

dual-cure polimerizasyon özelliğine bağlı olabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmada NeoPutty grubunda ($3,026 \pm 1,745 \mu\text{m}$) ve Biodentine grubunda ($3,424 \pm 1,264 \mu\text{m}$) elde edilen değerlerin Nagmode ve ark.'ın bulgularına benzer ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu, NeoPutty ve Biodentine materyallerinin dentin yüzeyine mikromorfolojik adaptasyonunun yeterli düzeyde uyum gösterdiği görülmüştür.

Alazrag ve ark., TheraCal LC, MTA-Angelus ve Biodentine materyallerini furkasyon perforasyon onarımı amacıyla uygulamışlar ve materyallerin dentinle marjinal adaptasyonlarını SEM ile değerlendirmişlerdir. Materyal-dentin arası boşlukların yüzdesel olarak değerlendirildiği çalışmada, en yüksek boşluk oranı TheraCal LC grubunda, en düşük boşluk oranı Biodentine grubunda görülmüştür (Alazrag ve ark., 2020).

Alazrag ve ark.'ın elde ettikleri bulgular, bu tez çalışmasında TheraCal PT'nin diğer materyallere kıyasla daha fazla mikromorfolojik boşluk oluşturduğunu gösteren sonuçlara benzerlik göstermektedir. Ancak TheraCal LC ve TheraCal PT materyallerinin içerik ve polimerizasyon özelliklerinin farklı olması nedeniyle, bu benzerliğin dikkatli yorumlanması gerektiği düşünülmektedir.

Araújo ve ark., MTA'nın apikal bölgede dentinle mikromorfolojik adaptasyonunu SEM ile incelemişler ve farklı uygulama protokollerinin (smear tabakasının kaldırılması ve ultrasonik vibrasyon) boşluk oluşumuna etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar her örnekte 12 noktadan ölçüm yapıldığını, smear tabakasının varlığı ya da yokluğu açısından deney grupları arasında anlamlı bir farkın bulunmadığını, en düşük boşluk değerinin ise smear tabakası kaldırılan ve ultrasonik vibrasyon uygulanan grupta $3,38 \pm 3,54 \mu\text{m}$ olarak bulunduğunu bildirmişlerdir (Araújo ve ark., 2013).

Bu çalışmada, NeoPutty grubunda saptanan ortalama boşluk değerinin ($3,026 \pm 1,745 \mu\text{m}$) Araújo ve ark.'nın elde ettikleri değere benzer olduğu görülmektedir. Araújo ve ark.'ın çalışmasına benzer olarak bu çalışmada da NeoPutty örnekleri nemli ortamda bekletilmiş ve mikromorfolojik adaptasyon benzer şekilde değerlendirilmiştir. Araújo ve ark.'nın çalışmasında materyaller apikal bölgeye, bu çalışmada koronal dentine uygulanmış olmasına karşın materyallerin adaptasyon düzeyleri karşılaştırılabilir bulunmuştur. Bu çalışmada smear tabakası kaldırılmadan benzer sonuçların elde edilmesinde ise NeoPutty'nin homojen ve viskoz yapısı etkili olduğu düşünülmüştür.

Biodentine, MTA Angelus, TheraCal LC ve IRM materyallerinin dentinle arayüz adaptasyonunun incelendiği bir çalışmada; resin replikalar kullanılarak elde edilen SEM görüntülerinde boşluk oranları değerlendirilmiştir. Kendi kendine sertleşen materyaller yüksek viskozitelerine rağmen ışıkla sertleşen materyallerden daha iyi adaptasyon gösterdiği; Biodentine grubunda %3,03, TheraCal LC grubunda %13,37 oranında boşluk saptandığı rapor edilmiştir. TheraCal LC'in diğer ışıkla sertleşen materyallere kıyasla pulpa tabanına daha iyi uyum sağladığı ve kendi kendine sertleşen materyallerle benzer sonuçlar gösterdiği öne sürülmüştür (Karadas ve Atıcı, 2020).

Bu çalışmada ve Karadaş ve Atıcı'nın çalışmasında materyallerin dentin yüzeylerine adaptasyonları farklı ölçüm teknikleri ile değerlendirilmiş olsa da materyallerin genel adaptasyon niteliklerine ilişkin olarak saptanan bulguların benzer olduğu; her iki çalışmada da Biodentine'in TheraCal türevi materyallere göre daha iyi arayüz adaptasyonu sergilediği görülmektedir.

TheraCal LC'nin içeriğindeki yüksek dolgu oranı ve TEGDMA içermemesi nedeni ile polimerizasyon büzülmesinin az olabileceği düşünülmüştür (Gonçalves ve ark., 2010). Yüksek trietilen glikoldimetakrilat (TEGDMA) içerikli matrisler, çift bağ dönüşümünü artırdığı için yüksek polimerizasyon büzülmesi ve stresi gösterdiği bildirilmiştir (Feilzer ve Dauvillier, 2003; Gonçalves ve ark., 2011). Ayrıca TheraCal LC'nin içeriğindeki yüksek moleküler ağırlıklı monomerler ve kalsiyum silikat, ışığın materyal içerisinden geçmesini engelleyebildiği ileri sürülmüştür (Alshali ve ark., 2013). 1 mm kalınlığındaki TheraCal LC örneklerinin alt yüzeyinde polimerizasyonun tamamlanmadığı ve bu durumun polimerizasyon stresinin azalmasına, dolayısıyla dentine daha iyi adapte olmasına katkı sağladığı bildirilmiştir (Nilsen ve ark., 2017). Ancak, bu durum klinikte pulpa hücrelerine zararlı olan resin monomer salınımını da artırabilmesi açısından önem taşımaktadır.

Al-Fouzan ve ark., gri MTA ve beyaz MTA materyallerinin kök ucu dentinine adaptasyonunda oluşacak boşluk hacmi yüzdelерinin SEM analizi ile hesaplanmasının ve değerlendirilmesinin amaçlandığı çalışmada, materyallerin bir grubundaki örneklerin dentin yüzeyleri 37% fosforik asitle pürüzlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, en düşük boşluk oranının asitle pürüzlendirilmiş gri MTA grubunda bulunduğu ve gri MTA'nın dentinle daha iyi adaptasyon sağladığı; beyaz MTA grubunda ise yüzey işleminin adaptasyona anlamlı katkı sağlamadığı bildirilmiştir (Al-Fouzan ve ark., 2013).

Bu çalışmada; materyallerin koronal dentinle olan mikromorfolojik adaptasyonları, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan, SEM analizi ile değerlendirilmiş ve adaptasyon ortalama boşluk genişliği (μm) cinsinden ölçülmüştür. Al-Fouzan ve ark.'nın çalışması ile bu tez çalışması arasında; çalışılan bölge (kök ucu dentini vs. koronal dentin), kullanılan ölçüm parametreleri (yüzdelik boşluk hacmi vs. lineer boşluk genişliği) ve yüzey ön işlemi gibi parametreler açısından farklılıklar bulunmakla birlikte, NeoPutty MTA grubunda saptanan boşluk değerleri, diğer MTA materyallerine benzer şekilde, TheraCal PT, Biodentine ve Dycal materyallerine göre daha düşük olarak elde edilmiştir.

Soundappan ve ark., Biodentine, MTA ve IRM'nin marjinal adaptasyonlarını SEM ile karşılaştırmalı olarak incelemişler; MTA ve IRM'nin marjinal adaptasyonlarının Biodentine'e kıyasla anlamlı derecede daha üstün olduğunu belirtmişlerdir (Soundappan ve ark., 2014).

Bu çalışmada, Biodentine ve NeoPutty materyallerinin dentin ile adaptasyonunda anlamlı farklılık bulunmamıştır. Çalışmalarda bildirilen sonuç farklılıklarının örneklem sayısı, çalışılan bölge, materyal seçimi gibi değişkenlerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmalarda saptanan marjinal adaptasyon sonuçlarının karşılaştırılmasında, örneklerin hazırlanma şekli, incelenen diş bölgeleri, mikroboşlukların ölçülme şekilleri, kullanılan görüntüleme yöntemleri gibi farklı parametrelerin sonuçları etkileyebileceği; örneklerin hazırlanma sürecinin artefakt oluşumuna, yüksek basınçta kurutma ve dehidratasyon işlemlerinin genişleme ve/veya büzülme gibi değişimlere neden olarak diş sert dokularında çatlak oluşumuna, dolgu materyalinin çevre diş dokusundan ayrılmasına etki edebileceği ileri sürülmektedir (Costa ve ark., 2009; Yavuz ve ark., 2022).

Biyomateriyallerin dentin ile adaptasyonunu değerlendiren çalışmalar değerlendirildiğinde; inceleme alanlarının çoğunlukla kök ve apikal bölgeyle sınırlı kaldığı görülmektedir (Xavier ve ark., 2005; Ghanbari ve ark., 2008; Costa ve ark., 2009; Ghorbanzadeh ve ark., 2014; Sinkar ve ark., 2015; Kadić ve ark., 2018; Bansal ve ark., 2019; Patri ve ark., 2020; Torres ve ark., 2020; de Sá ve ark., 2021; Flores-Ledesma ve ark., 2023; Donfrancesco ve ark., 2024).

Literatürde; pulpanın korunmasında kullanılan materyallerin dentin ile olan adaptasyonunun, genellikle mikrosızıntı testleri ile incelendiği ve marjinal sızdırmazlık

üzerinden değerlendirildiği görülmektedir. Ayrıca, adaptasyonun değerlendirilmesinde SEM gibi görüntüleme yöntemleri mikrosızıntı testleriyle desteklenebilmektedir. Adeziv sistemler, linerlar veya restoratif kompozit materyallerin diş yüzeylerine adaptasyonlarının ise sıklıkla mikrosızıntı çalışmaları ile incelendiği gözlenmektedir (Peliz ve ark., 2005; Gayatri ve ark., 2018; Chisnoiu ve ark., 2021; Ramić ve ark., 2021).

Bu çalışmada, H0 hipotezi pulpa kaplama materyallerinin dentine ve kompozit rezine bağlanma özelliklerinde anlamlı bir farklılık yoktur ve H1 hipotezi, pulpa kaplama materyallerinin dentine ve kompozit rezine bağlanma özelliklerinde anlamlı farklılık vardır, şeklinde belirlenmiştir. Çalışma sonucunda, makaslama dayanım testi ve SEM analizinde NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine ve Dycal grupları arasında anlamlı farklılıkların saptanması nedeniyle H1 hipotezinin desteklendiği görülmüştür.

Bu tez çalışmanın sınırlılıkları değerlendirildiğinde; biyomateryallerin makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesinde kullanılan örneklerin doğal diş dokusu içermemesi nedeniyle, biyomateryallerin dentinle olan biyolojik ve mikromekanik etkileşimleri doğrudan değerlendirilememiştir. Dentin dokusunun organik ve inorganik bileşenlerinin pulpa kaplama materyallerinin fizikokimyasal özelliklerini ve bağlanma dayanımını etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu bilgiler doğrultusunda, biyomateryallerin uzun dönem klinik takip çalışmaları ve farklı bağlanma testleri ile değerlendirildiği ve ayrıca koronal dentin bölgesine uygulanan biyomateryallerin farklı görüntüleme sistemleri ile karşılaştırmalı olarak incelendiği gelecek çalışmalara gereksinim olduğu görülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, NeoPutty, Theracal PT, Biodentine, Dycal pulpa kaplama materyallerinin Clearfil S3 Bond adeziv sistemle G-ænial Universal Injectable kompozit rezine bağlanma dayanımlarının Instron, kırık tiplerinin stereomikroskop ile değerlendirilmesi ve pulpa kaplama materyallerinin dentine adaptasyon özelliklerinin SEM ile incelenmesi sonucunda elde edilen bulgular aşağıda belirtilmektedir:

- Pulpa kaplama materyallerinin kompozit rezine ortalama bağlanma dayanımı değerleri; NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal gruplarında, sırasıyla, $13,191 \pm 6,69$ MPa, $45,404 \pm 12,224$ MPa, $23,397 \pm 10,109$ MPa ve $21,791 \pm 4,743$ MPa olarak saptandı.
- Ortalama bağlanma dayanımı değeri; en yüksek TheraCal PT grubunda, en düşük NeoPutty grubunda elde edildi (TheraCal PT > Biodentine > Dycal > NeoPutty).
- TheraCal PT grubu ortalama bağlanma dayanımı değerinin diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek ($p < 0,001$), NeoPutty grubu ortalama bağlanma dayanımı değerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olduğu belirlendi ($p < 0,001$); Biodentine ve Dycal grupları arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmadı.
- Kırık tipleri: NeoPutty grubunda koheziv/biyomateryal %92,9, adeziv %7,1, koheziv/kompozit %0, mix %0; TheraCal PT grubunda mix %42,9, adeziv %28,6, koheziv/biyomateryal %14,3, koheziv/kompozit %14,3; Biodentine grubunda koheziv/biyomateryal %50, adeziv %35,7, mix %14,3, koheziv/kompozit %0; Dycal grubunda koheziv/biyomateryal %64,3, mix %28,6, adeziv %7,1, koheziv/kompozit %0 oranlarında saptandı.
- NeoPutty, Biodentine, Dycal gruplarında en çok koheziv/biyomateryal tipi kırıkların, TheraCal PT grubunda ise en çok miks tipi kırıkların olduğu belirlendi. NeoPutty grubunda TheraCal PT'ye göre anlamlı derecede daha fazla koheziv/biyomateryal kırık tipi ($p < 0,001$), TheraCal PT grubunda NeoPutty'ye göre anlamlı derecede daha fazla miks kırık tipi gözlemlendi ($p < 0,001$).
- Koheziv/biyomateryal kırık tipinin; NeoPutty-Biodentine-Dycal, TheraCal PT-Biodentine grupları arasında; mix kırık tipinin; NeoPutty-Biodentine-Dycal, TheraCal PT-Biodentine-Dycal grupları arasında anlamlı farklılıklar oluşturmadığı belirlendi.

Adeziv ve koheziv/kompozit kırık tipleri açısından gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı.

- SEM analizinde; pulpa kaplama materyalleri ile dentin yüzeyi arasında oluşan ortalama mikroboşluk (gap) değerleri NeoPutty grubunda $3,026 \pm 1,745 \mu\text{m}$, TheraCal PT grubunda $42,740 \pm 3,937 \mu\text{m}$, Biodentine grubunda $3,424 \pm 1,264 \mu\text{m}$, Dycal grubunda ise $6,971 \pm 1,506 \mu\text{m}$ olarak saptandı.

- Ortalama mikroboşluk değeri; en düşük NeoPutty grubunda, en yüksek TheraCal PT grubunda saptandı (NeoPutty < Biodentine < Dycal < TheraCal PT).

- TheraCal PT grubunda saptanan ortalama boşluk değeri diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek bulundu ($p < 0,05$).

- Dycal grubunda elde edilen ortalama boşluk değeri, NeoPutty ve Biodentine gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek olarak tespit edildi ($p < 0,05$); NeoPutty ve Biodentine grupları arasında boşluk değeri açısından anlamlı farklılık bulunmadı.

- SEM görüntülerinde; NeoPutty ve Biodentine'in dentine adaptasyon özelliklerinin TheraCal PT ve Dycal materyallerine göre daha iyi olduğu gözlemlendi.

- TheraCal PT'in restoratif materyale yüksek bağlanma performansı gösterdiği ancak dentin ile zayıf adaptasyon sergilediği saptandı. TheraCal PT'nin rezin içeriğinin kompozit materyale yüksek bağlanma dayanımının görülmesinde etkili olduğu ancak zamanla oluşan polimerizasyon büzülmesinin dentin ile adaptasyonunu olumsuz olarak etkilediği belirlendi.

- NeoPutty ve Biodentine gibi rezin içermeyen kalsiyum silikat esaslı biyomateryallerin restoratif materyale yeterli bağlanma dayanımı göstermelerinde sertleşme mekanizmalarının restorasyon öncesi tamamlanmasının kritik rol oynadığı; NeoPutty, Biodentine, Dycal gruplarında en çok koheziv/biyomateryal tipi kırıkların gözlenmesinin materyallerin yetersiz sertleşme sonucu düşük bağlanma dayanımlarını yansıttığı, daha çok miks kırıkların görüldüğü Theracal PT grubunda saptanan yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin ise bu görüşü desteklediği görüldü.

Sonuç:

Çalışmada değerlendirilen tüm pulpa kaplama materyallerinin restoratif materyale klinik kullanım için yeterli makaslama bağlanma dayanımı gösterdiği; ancak TheraCal PT'in en yüksek, NeoPutty'in ise en düşük bağlanma dayanımını sergilediği belirlendi. Materyalin iç dayanım özelliğini yansıtan koheziv/biyomateryal kırıklarının en çok NeoPutty, Biodentine ve Dycal ile, miks kırıklarının ise Theracal PT ile elde edildiği gözlemlendi. Dentin yüzeyi ile arasında en düşük mikro boşluk değerleri sergileyen NeoPutty ve Biodentine'in dentine adaptasyon özelliklerinin TheraCal PT ve Dycal'a göre daha iyi olduğu; Dycal'ın dentine adaptasyonunun ve bağlanma dayanımının NeoPutty, Biodentine, TheraCal PT'ye göre daha zayıf olduğu belirlendi.

Kompozit rezine yüksek bağlanma dayanımı gösteren TheraCal PT'nin çocuk dişhekimliğinde umut verici bir biyomateryal olarak görülmesine karşın materyalin rezin içermesi nedeniyle pulpa hücrelerine olan biyouyumluluğunun sitotoksikite testleri ile incelenmesi; NeoPutty, TheraCal PT, Biodentine, Dycal'ın dentine adaptasyon ve bağlanma dayanımı özelliklerinin farklı restoratif materyaller ve yöntemler ile gelecek in-vitro ve klinik çalışmalarla değerlendirilmesi, sonucuna varıldı.

KAYNAKLAR

- About, I. (2016). Biodentine: From biochemical and bioactive properties to clinical applications. *Giornale Italiano Di Endodonzia*, 30(2), 81.
- Acharya, S., & Gurunathan, D. (2025). Comparison of novel bioactive materials in indirect pulp therapy in deciduous teeth: An in vivo study. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria e Clinica Integrada*, 25(2), 230202.
- Acharya, S., Gurunathan, D., Assiry, A. A., Luke, A. M., Shetty, K. P., & Karobari, M. I. (2024). Comparison of modified NeoPutty MTA®, Biodentine, and calcium hydroxide in indirect pulp therapy in deciduous teeth: An in vivo clinical study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 17(9), 1025–1029.
- Acharya, S., Gurunathan, D., Sahoo, D., Singh, B., Sahoo, A., & Acharya, S. (2023). Comparative evaluation of the antimicrobial activity of NeoPutty MTA and modified NeoPutty MTA: An in vitro study. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 13(6), 493–499.
- Aguilar, P., & Linsuwanont, P. (2011). Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: A systematic review. *Journal of Endodontics*, 37(5), 581–587.
- Ajami, A. A., Bahari, M., Hassanpour-Kashani, A., Abed-Kahnamoui, M., Savadi-Oskoei, A., & Azadi-Oskoei, F. (2017). Shear bond strengths of composite resin and giomer to mineral trioxide aggregate at different time intervals. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(7), 906–911.
- Ajami, A. A., Jafari Navimipour, E., Savadi Oskoei, S., Abed Kahnamoui, M., Lotfi, M., & Daneshpooy, M. (2013). Comparison of shear bond strength of resin-modified glass ionomer and composite resin to three pulp capping agents. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 7(3), 164–168.
- Akbiyik, S. Y., Bakir, E. P., & Bakir, S. (2021). Evaluation of the bond strength of different pulp capping materials to dental adhesive systems: An in vitro study. *Journal of Advanced Oral Research*, 12(2), 286–295.
- Akbiyik, S. Y. (2020). *Farklı pulpa kaplama materyallerinin dental adeziv sistemlere bağlanma dayanımının değerlendirilmesi*. Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi.
- Akhlaghi, N., & Khademi, A. (2015). Outcomes of vital pulp therapy in permanent teeth with different medicaments based on review of the literature. *Dental Research Journal*, 12(5), 406–417.
- Al Tuwirqi, A. A., El Ashiry, E. A., Alzahrani, A. Y., Bamashmous, N., & Bakhsh, T. A. (2021). Tomographic evaluation of the internal adaptation for recent calcium silicate-based pulp capping materials in primary teeth. *BioMed Research International*, 2021(1), 1–10.
- Alazrag, M. A., Abu-Seida, A. M., El-Batouty, K. M., & El Ashry, S. H. (2020). Marginal adaptation, solubility and biocompatibility of TheraCal LC compared with MTA-angelus and Biodentine as a furcation perforation repair material. *BMC Oral Health*, 20(1), 298.
- Alfaisal, Y., Idris, G., Peters, O. A., Zafar, S., Nagendrababu, V., & Peters, C. I. (2024). Vital pulp therapy—Factors influencing decision-Making for permanent mature teeth with irreversible pulpitis: A systematic review. *International Endodontic Journal*, 57(5), 505–519.
- Al-Fouzan, K., Al-Garawi, Z., Al-Hezaimi, K., Javed, F., Al-Shalan, T., & Rotstein, I. (2013). Effect of acid etching on marginal adaptation of mineral trioxide aggregate

- to apical dentin: Microcomputed tomography and scanning electron microscopy analysis. *International Journal of Oral Science*, 4(4), 202–207.
- Alhowaish, L., Salama, F., Al-Harbi, M., & Abumoatti, M. (2020). Shear bond strength of a resin composite to six pulp capping materials used in primary teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 44(4), 234–239.
- Alim, M., & Bani, M. (2024). Total pulpotomy with MTA in young permanent teeth: Case series. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 6(Special Issue), 116–124.
- Alkhamis, N., Bagattoni, S., & Piana, G. (2014). Self-etch adhesives: A review of the literature. *Dental Cadmos*, 82(6), 410–417.
- Alp, Ş., & Ulusoy, N. (2024). Current approaches in pulp capping: A review. *Cyprus Journal of Medical Sciences*, 9(3), 154–160.
- Alqahtani, A. S., Sulimany, A. M., Alayad, A. S., Alqahtani, A. S., & Bawazir, O. A. (2022). Evaluation of the shear bond strength of four bioceramic materials with different restorative materials and timings. *Materials*, 15(13), 4668.
- Alshali, R. Z., Silikas, N., & Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29(9), 213–217.
- Altınay, F. K. (2023). *Farklı yapıdaki kalsiyum silikat simanların kompozit ve kompomer restoratif materyallere olan bağlantısının değerlendirilmesi*. Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi.
- 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.
- Alzahrani, A. Y., Al Tuwirqi, A. A., Bamashmous, N. O., Bakhsh, T. A., & El Ashiry, E. A. (2023). Non-destructive in vitro evaluation of an internal adaptation of recent pulp-capping materials in permanent teeth using OCT and Micro-CT. *Children*, 10(8), 1318.
- 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. *Dental Materials Journal*, 35(6), 881–887.
- American Academy of Pediatric Dentistry. (2024). Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. In *The Reference Manual of Pediatric Dentistry* (pp. 466–474). American Academy of Pediatric Dentistry.
- Aminoroaya, A., Esmaeely Neisiany, R., Nouri Khorasani, S., Panahi, P., Das, O., & Ramakrishna, S. (2020). A review of dental composites: Methods of characterizations. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 6(7), 3713–3744.
- Anastasiadis, K., Koulaouzidou, E. A., Palaghias, G., & Eliades, G. (2018). Bonding of composite to base materials: Effects of adhesive treatments on base surface properties and bond strength. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(2), 1–14.
- André, C. B., Gomes, B. P. F. A., Duque, T. M., Stipp, R. N., Chan, D. C. N., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2015). Dentine bond strength and antimicrobial activity evaluation of adhesive systems. *Journal of Dentistry*, 43(4), 466–475.
- Arandi, N. Z. (2024). Choosing the right adhesive: A review of strategies for composite bonding to glass ionomers and calcium silicate-based cements. *The Open Dentistry Journal*, 2024(18), 1–9.
- Arandi, N. Z., & Rabi, T. (2018). TheraCal LC: From biochemical and bioactive properties to clinical applications. *International Journal of Dentistry*, 2018(1), 1–6.

- Arandi, N. Z., & Thabet, M. (2021). Minimal intervention in dentistry: A literature review on Biodentine as a bioactive pulp capping material. *BioMed Research International*, 2021(1), 1–13.
- Araújo, A. C., Nunes, E., Fonseca, A. A., Cortes, M. I., Horta, M. C., & Silveira, F. F. (2013). Influence of smear layer removal and application mode of MTA on the marginal adaptation in immature teeth: A SEM analysis. *Dental Traumatology*, 29(3), 212–217.
- Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of dental materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133–143.
- Armstrong, S., Geraldini, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), 50–62.
- Arora, V., Nikhil, V., Sharma, N., & Arora, P. (2013). Bioactive dentin replacement. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 12(4), 51–57.
- Asgary, S., & Eghbal, M. J. (2013). Treatment outcomes of pulpotomy in permanent molars with irreversible pulpitis using biomaterials: A multi-center randomized controlled trial. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 130–136.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., & Bagheban, A. A. (2017). Long-term outcomes of pulpotomy in permanent teeth with irreversible pulpitis: A multi-center randomized controlled trial. *American Journal of Dentistry*, 30(3), 151–155.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., Fazlyab, M., Baghban, A. A., & Ghoddusi, J. (2015). Five-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: a non-inferiority multicenter randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*, 19(2), 335–341.
- Asgary, S., Eghbal, M. J., & Ghoddusi, J. (2014). Two-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: An ongoing multicenter randomized clinical trial. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 635–641.
- 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 Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 106(4), 609–614.
- Asgary, S., Hassanizadeh, R., Torabzadeh, H., & Eghbal, M. J. (2018). Treatment outcomes of 4 vital pulp therapies in mature molars. *Journal of Endodontics*, 44(4), 529–535.
- Atabek, D., Sillelioglu, H., & Ölmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of Endodontics*, 38(9), 1288–1292.
- Atmeh, A. R., Chong, E. Z., Richard, G., Festy, F., & Watson, T. F. (2012). Dentin-cement interfacial interaction: Calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*, 91(5), 454–459.
- Awawdeh, L., Al-Qudah, A., Hamouri, H., & Chakra, R. J. (2018). Outcomes of vital pulp therapy using mineral trioxide aggregate or Biodentine: A prospective randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1603–1609.
- Aydin, M. N., & Buldur, B. (2018). The effect of intracanal placement of various medicaments on the bond strength of three calcium silicate-based cements to root canal dentin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32(5), 542–552.

- Ayyıldız, S., Uyar, A., & Yüzügüllü, B. (2009). Diş hekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(3), 219–226.
- Bağlar, S., Bayraktar, Y., Ercan, E., Mutluay, A. T., & Şengün, A. (2015). The challenge of MDP monomer containing adhesive systems: Comparison of shear bond strengths. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 21–28.
- Bakhtiar, H., Nekoofar, M. H., Aminishakib, P., Abedi, F., Naghi Moosavi, F., Esnaashari, E., Azizi, A., Esmailian, S., Ellini, M. R., Mesgarzadeh, V., Sezavar, M., & About, I. (2017). Human pulp responses to partial pulpotomy treatment with TheraCal as compared with Biodentine and ProRoot MTA: A clinical trial. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1786–1791.
- Bakır, E. P., Bakır, Ş., & Ünal, S. (2021). Comparison of antibacterial effects of pulp capping materials. *Selcuk Dental Journal*, 8(2), 553–560.
- Bala Anusha, D., Prathima, G. S., Suganya, M., Kavitha, M., & Ezhumalai, G. (2023). Evaluation of shear bond strength of TheraCal PT and Biodentine in primary molars: In vitro study. *Journal of International Oral Health*, 15(3), 298–303.
- Bansal, K., Jain, A., Aggarwal, N., & Jain, A. (2020). Biodentine vs MTA: A comparative analysis. *International Journal of Oral Health Dentistry*, 6(3), 201–208.
- Bansal, R., Bansal, M., Matta, M., Walia, S., Kaur, B., & Sharma, N. (2019). Evaluation of marginal adaptation of MTA, Biodentine, and MTA Plus as root-end filling materials—An SEM study. *Dental Journal of Advance Studies*, 7(1), 6–11.
- Baranwal, H. C., Mittal, N., Samad, S., Ayubi, A., Aggarwal, H., & Kharat, S. M. (2024). Comparative evaluation of dual-cure resin (TheraCal PT) and Biodentine in coronal pulpotomy of patients with symptoms indicative of irreversible pulpitis: A randomized clinical trial. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 27(8), 822–827.
- Barczak, K., Palczewska-Komsa, M., Sikora, M., & Buczkowska-Radlińska, J. (2020). Biodentine™ – use in dentistry. Literature review. *Pomeranian Journal of Life Sciences*, 66(2), 39–45.
- Bayrak, Ş., Tunç, E. Ş., Şaroğlu, I., & Eğilmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal*, 28(1), 62–67.
- Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. A., & Roberts, H. W. (2010). Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *Journal of Dental Research*, 89(1), 82–86.
- Biçer, H., & Bayrak, Ş. (2019). Vital pulpa tedavisinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli biyomateryallerin restoratif materyallere bağlanma dayanımının değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*, 6(3), 271–279.
- Bidar, M., Disfani, R., Gharagozloo, S., Khoyneshad, S., & Rouhani, A. (2010). Medication with calcium hydroxide improved marginal adaptation of mineral trioxide aggregate apical barrier. *Journal of Endodontics*, 36(10), 1679–1682.
- Birant, S., Gokalp, M., Duran, Y., Koruyucu, M., Akkoc, T., & Seymen, F. (2021). Cytotoxicity of NeoMTA Plus, ProRoot MTA and Biodentine on human dental pulp stem cells. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 971–979.
- Bisco Global. (2023, August 8). *TheraCal PT*. <https://global.bisco.com/TheraCal-pt/>
- Bjørndal, L., Reit, C., Bruun, G., Markvart, M., Kjældgaard, M., Näsman, P., Thordrup, M., Dige, I., Nyvad, B., Fransson, H., Lager, A., Ericson, D., Petersson, K., Olsson, J., Santimano, E. M., Wennström, A., Winkel, P., & Gluud, C. (2010). Treatment of deep caries lesions in adults: Randomized clinical trials comparing stepwise vs.

- direct complete excavation, and direct pulp capping vs. partial pulpotomy. *European Journal of Oral Sciences*, 118(3), 290–297.
- Boby, A., Pai, D., Ginjupalli, K., & Gaur, S. (2020). Comparison of shear bond strength of light cure mineral trioxide aggregate ve 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), 56–63.
- Bogen, G., & Chandler, N. P. (2010). Pulp preservation in immature permanent teeth. *Endodontic Topics*, 23(1), 131–152.
- Bogen, G., Kim, J. S., & Bakland, L. K. (2008). Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: An observational study. *Journal of the American Dental Association*, 139(3), 305–315.
- Borges, M. A. P., Matos, I. C., & Dias, K. R. H. C. (2007). Influence of two self-etching primer systems on enamel adhesion. *Brazilian Dental Journal*, 18(2), 113–118.
- Bortolotto, T., Mast, P., & Krejci, I. (2017). Laser-prepared and bonding-filled fissure sealing: SEM and OCT analysis of marginal and internal adaptation. *Dental Materials Journal*, 36(5), 622–629.
- Bortolotto, T., Melian, K., & Krejci, I. (2013). Effect of dual-cure composite resin as restorative material on marginal adaptation of class 2 restorations. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 44(9), 663–672.
- Boyer, K. R., & Nguyen, J. T. (2023). An update on vital pulp therapy. *Journal of the California Dental Association*, 51(1), 1–6.
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38–49.
- 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. *Dental Materials*, 24(1), 90–101.
- Brizuela, C., Ormeño, A., Cabrera, C., Cabezas, R., Silva, C. I., Ramírez, V., & Mercade, M. (2017). Direct pulp capping with calcium hydroxide, mineral trioxide aggregate, ve Biodentine in permanent young teeth with caries: A randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1776–1780.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853.
- Burke, F. J. T., Hussain, A., Nolan, L., & Fleming, G. J. P. (2008). Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(4), 158–165.
- Butt, N., Talwar, S., Chaudhry, S., Nawal, R. R., Yadav, S., & Bali, A. (2014). Comparison of physical ve mechanical properties of mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Indian Journal of Dental Research*, 25(6), 692–697.
- Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 40(6), 462–470.
- Camilleri, J. (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*, 41(7), 600–610.
- Camilleri, J. (2014). Hydration characteristics of Biodentine and TheraCal used as pulp capping materials. *Dental Materials*, 30(7), 709–715.
- Camilleri, J., & Pitt Ford, T. R. (2006). Mineral trioxide aggregate: A review of the constituents and biological properties of the material. *International Endodontic Journal*, 39(10), 747–754.

- Candan, M., Altınay Karaca, F. K., & Öznurhan, F. (2023). Evaluation of the shear bond strength of immediate and delayed restorations of various calcium silicate-based materials with fiber-reinforced composite resin materials. *Polymers*, 15(19), 3971.
- Carrilho, E., Cardoso, M., Ferreira, M. M., Marto, C. M., Paula, A., & Coelho, A. S. (2019). 10-MDP based dental adhesives: Adhesive interface characterization and adhesive stability-A systematic review. *Materials*, 12(5), 790.
- Cartı, Ö. (2015). *Süt dişi vital pulpa amputasyonlarında kullanılan ajanların etkinliğinin uzun dönem sonuçlarının değerlendirilmesi*. Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi.
- Cengiz, E., & Ulusoy, N. (2016). Microshear bond strength of tri-calcium silicate-based cements to different restorative materials. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(3), 231–237.
- Cervino, G., Fiorillo, L., Spagnuolo, G., Bramanti, E., Laino, L., Lauritano, F., & Cicciù, M. (2017). Interface between MTA and dental bonding agents: Scanning electron microscope evaluation. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 7(1), 64–68.
- Cevlek, N., & Atabek, D. (2020). Adeziv sistemlerde güncel yaklaşımlar. *Turkish Journal of Clinics ve Laboratory*, 11(3), 193.
- Chaichalothorn, M., Niyomsujarit, N., & Worahan, A. (2021). Effects of cyclic acid challenge on the surface roughness of various flowable resin composites. *Mahidol Dental Journal*, 41(3), 187–196.
- Chailertvanitkul, P., Paphangkorakit, J., Sooksantisakoonchai, N., Pumas, N., Pairojamornyoot, W., Leela-apiradee, N., & Abbott, P. V. (2014). Randomized control trial comparing calcium hydroxide and mineral trioxide aggregate for partial pulpotomies in cariously exposed pulps of permanent molars. *International Endodontic Journal*, 47(9), 835–842.
- Chandra, S., Chandra, S., Chandra, M., Chandra, G., & Chandra, N. (2010). Dentin. In *Textbook of Dental ve Oral Histology with Embryology and Multiple Choice Questions* (2nd ed., pp. 83–111). Jaypee.
- Chatzistavrou, X., Papagerakis, S., Ma, P. X., & Papagerakis, P. (2012). Innovative approaches to regenerate enamel and dentin. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–5.
- Chen, C., Niu, L. N., Xie, H., Zhang, Z. Y., Zhou, L. Q., Jiao, K., Chen, J. H., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine-Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, 43(5), 525–536.
- Chen, L., & Suh, B. I. (2017). Cytotoxicity and biocompatibility of resin-free and resin-modified direct pulp capping materials: A state-of-the-art review. *Dental Materials Journal*, 36(1), 1–7.
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549–560.
- Chen, Y., Chen, X., Zhang, Y., Zhou, F., Deng, J., Zou, J., & Wang, Y. (2019). Materials for pulpotomy in immature permanent teeth: A systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 19(227), 1–9.
- Chisnoiu, A. M., Moldovan, M., Sarosi, C., Chisnoiu, R. M., Rotaru, D. I., Delean, A. G., Pastrav, O., Muntean, A., Petean, I., Tudoran, L. B., & Pastrav, M. (2021). Marginal adaptation assessment for two composite layering techniques using dye penetration, AFM, SEM and FTIR: An in-vitro comparative study. *Applied Sciences*, 11(12), 5657.

- Cho, B. H., Dickens, S. H., Bae, J. H., Chang, C. G., Son, H. H., & Um, C. M. (2002). Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. *Operative Dentistry*, 27(3), 297–304.
- Cho, S. Y., Park, S., Shin, Y., & Jung, I. Y. (2024). Randomized clinical trial of pulpotomy using a premixed injectable calcium silicate cement on mature permanent teeth with reversible pulpitis. *Scientific Reports*, 14(1), 2994.
- 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. *Journal of Endodontics*, 39(3), 327–331.
- Chu, J. H. R., Chia, K. Y., Qui, A. L., Moule, A., & Ha, W. N. (2020). The effects of sodium hypochlorite and ethylenediaminetetraacetic acid on the microhardness of mineral trioxide aggregate ve TotalFill bioceramic putty. *Australian Endodontic Journal*, 46(1), 33–39.
- Cohenca, N., Paranjpe, A., & Berg, J. (2013). Vital pulp therapy. *Dental Clinics of North America*, 57(1), 59–73.
- Coll, J. A., Dhar, V., Chen, C.-Y., Crystal, Y. O., Guelmann, M., Marghalani, A. A., AlShamali, S., Xu, Z., Glickman, G. N., & Wedeward, R. (2024). Use of vital pulp therapies in primary teeth. *Pediatric Dentistry (AAPD)*, 46(1), 13–26.
- Coll, J. A., Seale, N. S., Vargas, K., Marghalani, A. A., Shamali, S. Al, & Graham, L. (2017). Primary tooth vital pulp therapy: A systematic review and meta-analysis. *Pediatric Dentistry*, 39(1), 16–123.
- Corbella, S., Ferrara, G., El Kabbaney, A., & Taschieri, S. (2014). Apexification, apexogenesis and regenerative endodontic procedures: A review of the literature. *Minerva Stomatologica*, 63(11–12), 375–389.
- Costa, A. R., Garcia-Godoy, F., Correr-Sobrinho, L., Naves, L. Z., Raposo, L. H. A., de Carvalho, F. G., Sinhoreti, M. A. C., & Puppini-Rontani, R. M. (2017). Influence of different dentin substrate (Caries-affected, caries-infected, sound) on long-term μ TBS. *Brazilian Dental Journal*, 28(1), 16–23.
- Costa, A. T., Konrath, F., Dedavid, B., Weber, J. B. B., & de Oliveira, M. G. (2009). Marginal adaptation of root-end filling materials: An in vitro study with teeth and replicas. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 10(2), 75.
- Costa, D. M., Somacal, D. C., Borges, G. A., & Spohr, A. M. (2017). Bond capability of universal adhesive systems to dentin in self-etch mode after short-term storage and cyclic loading. *Open Dentistry Journal*, 11, 276–283.
- Cruz Hondares, T., Hao, X., Zhao, Y., Lin, Y., Napierala, D., Jackson, J. G., & Zhang, P. (2024). Antibacterial, biocompatible, and mineralization-inducing properties of calcium silicate-based cements. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 34(6), 843–852.
- Cushley, S., Duncan, H. F., Lappin, M. J., Tomson, P. L., Lundy, F. T., Cooper, P., Clarke, M., & El Karim, I. A. (2019). Pulpotomy for mature carious teeth with symptoms of irreversible pulpitis: A systematic review. *Journal of Dentistry*, 88(2019), 103158.
- 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 ve composite. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 14(2), 217–222.
- Da Rosa, W. L. D. O., Piva, E., & Da Silva, A. F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765–776.

- Dal Piva, A. M. de O., Tribst, J. P. M., & Bottino, M. A. (2018). Evaluation of shear bond strength and shear stress on zirconia reinforced lithium silicate and high translucency zirconia. *Journal of Oral Research*, 7(1), 0719–2479.
- Dammaschke, T. (2008). The history of direct pulp capping. *Journal of the History of Dentistry*, 56(1), 9–23.
- Dammaschke, T. (2010). A new bioactive cement for direct pulp capping. *International Dentistry*, 7(2), 52–58.
- Davaie, S., Hooshmand, T., & Ansarifard, S. (2021). Different types of bioceramics as dental pulp capping materials: A systematic review. *Ceramics International*, 47(15), 20781–20792.
- Dawood, A. E., Parashos, P., Wong, R. H. K., Reynolds, E. C., & Manton, D. J. (2017). Calcium silicate-based cements: Composition, properties, and clinical applications. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(2), 12195.
- 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. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118–132.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Satoshi, I., Vargas, M., Yoshida, Y., Armstrong, S., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 16(6), 414–420.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, 82(2), 136–140.
- de Sá, M. A. B., Nunes, E., Antunes, A. N. da G., Brito Júnior, M., Horta, M. C. R., Amaral, R. R., Cohen, S., & Silveira, F. F. (2021). Push-out bond strength and marginal adaptation of apical plugs with bioactive endodontic cements in simulated immature teeth. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 46(4), 53.
- Dean, J. A., Avery, D. R., & McDonald, R. E. (2016). Treatment of deep caries, vital pulp exposure, and pulpless teeth. In *McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent* (10th ed., pp. 221–242).
- Deepa, V. L., Dhamaraju, B., Bollu, I. P., & Balaji, T. S. (2016). Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(2), 166–170.
- Demarco, F. F., Collares, K., Coelho-De-Souza, F. H., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. M. (2015). Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dental Materials*, 31(10), 1214–1224.
- Demirel, G., Eryılmaz, M., Şeberol, H., & Gür, G. (2019). In vitro antibacterial activity of self-etch bio-active dental adhesives after artificial aging. *European Oral Research*, 53(1), 32–37.
- Dickens, S. H., Kelly, S. R., Flaim, G. M., & Gluseppetti, A. A. (2004). Dentin adhesion ve microleakage of a resin-based calcium phosphate pulp capping and basing cement. *European Journal of Oral Sciences*, 112(5), 452–457.
- Dimitrova, I., & Kouzmanova, Y. (2013). Marginal adaptation of calcium silicate-based materials used in furcal perforation repair: A comparative in vitro study. *International Journal of Scientific Research*, 4(8), 750–755.

- Dionysopoulos, D., & Koliniotou-Koumpia, E. (2014). SEM evaluation of internal adaptation of bases and liners under composite restorations. *Dentistry Journal*, 2(2), 52–64.
- Docimo, R., Carrante, V. F., & Costacurta, M. (2021). The physical-mechanical properties and biocompatibility of Biodentine™: A review. *Journal of Osseointegration*, 13(1), 47–50.
- Donfrancesco, O., Zanza, A., Reda, R., Testarelli, L., Relucenti, M., & Seracchiani, M. (2024). Comparative evaluation of marginal adaptation and dimensional stability of three bioceramic root repair materials: A VP-SEM Analysis. *Journal of Composites Science*, 8(8), 294.
- Duncan, H. F. (2022). Present status and future directions—Vital pulp treatment and pulp preservation strategies. *International Endodontic Journal*, 55(3), 497–511.
- Duncan, H. F., Galler, K. M., Tomson, P. L., Simon, S., El-Karim, I., Kundzina, R., Krastl, G., Dammaschke, T., Fransson, H., Markvart, M., Zehnder, M., & Bjørndal, L. (2019). Management of deep caries and the exposed pulp. *International Endodontic Journal*, 52(7), 923–934.
- Ebnesajjad, S. (2009). Introduction and adhesion theories. In *Adhesives Technology Handbook* (2nd ed., pp. 1–19). William Andrew Inc.
- Ebrahimi, S. F., Shadman, N., & Abrishami, A. (2013). Effect of ferric sulfate contamination on the bonding effectiveness of etch-and-rinse and self-etch adhesives to superficial dentin. *Journal of Conservative Dentistry*, 16(2), 126–130.
- Edwards, D., Stone, S., Bailey, O., & Tomson, P. (2021). Preserving pulp vitality: Part two -Vital pulp therapies. *British Dental Journal*, 230(3), 148–155.
- Elbanna, A., Atta, D., & Sherief, D. I. (2022). In vitro bioactivity of newly introduced dual-cured resin-modified calcium silicate cement. *Dental Research Journal*, 19(1), 1–11.
- Ellakwa, A., Cho, N., & Lee, I. B. (2007). The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dental Materials*, 23(10), 1229–1235.
- El Ma'aïta, A. M., Qualtrough, A. J. E., Darcey, J., & Hunter, M. J. (2022). Vital pulp therapy: The past, present and future. *Dental Update*, 49(11), 905–910.
- El Mourad, A. M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: A review of literature. *The Open Dentistry Journal*, 12(1), 664–678.
- El Refai, D. (2023). Shear bond strength of NuSmile- Neoputty bio-ceramic material to four different restorative materials used in pedodontics. *Egyptian Dental Journal*, 69(2), 1343–1365.
- Elmi, N., & Qureshi, A. (2018). Apexification, apexogenesis and pulpal revascularization: Literature review and clinical applications. *St. Vincent Charity Medical Center Journal*, 7(1), 7–8.
- Ergün, G., & Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7(2), 73–81.
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: A comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, 25(11), 1459–1467.
- Falakaloğlu, S., Özata, M. Y., & Plotino, G. (2023). Micro-shear bond strength of different calcium silicate materials to bulk-fill composite. *PeerJ*, 11, 15183.

- Fan-Chiang, Y. S., Chou, P. C., Hsiao, Y. W., Cheng, Y. H., Huang, Y., Chiu, Y. C., Lin, Y. J., Mine, Y., Feng, S. W., Lee, I. T., & Peng, T. Y. (2023). Optimizing dental bond strength: Insights from comprehensive literature review and future implications for clinical practice. *Biomedicines*, 11(11), 2995.
- Fardal, O., & Turnbull, R. S. (1986). A review of the literature on use of chlorhexidine in dentistry. *Journal of the American Dental Association*, 112(6), 863–869.
- Farooq, I., Ali, S., Khurram, S. A., & Anderson, P. (2021). Dentin. In *An Illustrated Guide to Oral Histology* (pp. 35–53). Wiley Inc.
- Fathpour, K., Nili Ahmadabadi, M., Atash, R., & Fathi, A. H. (2023). Effect of different surface treatment methods on the shear bond strength of resin composite/zirconia for intra-oral repair of zirconia restorations. *European Journal of Dentistry*, 17(3), 809–817.
- Fehrenbach, J., Lacerda-Santos, R., Machado, L. S., Miotti, L. L., de Carvalho, F. G., & Münchow, E. A. (2022). Which self-etch acidic composition may result in higher dental bonds at the long-term? A network meta-analysis review of in vitro studies. *Journal of Dentistry*, 126, 104283.
- Feilzer, A. J., & Dauvillier, B. S. (2003). Effect of TEGDMA/Bis-GMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *Journal of Dental Research*, 82(10), 824–828.
- Figuerêdo de Siqueira, F. S., Pinto, T. F., Carvalho, E. M., Bauer, J., Gonçalves, L. M., Szesz, A. L., Reis, A., Millan Cardenas, A. F., & Loguercio, A. D. (2020). Influence of dentinal moisture on the properties of universal adhesives. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 101, 102633.
- Flores-Ledesma, A., Tejeda-Cruz, A., Moyaho-Bernal, M. A., Wintergerst, A., Moreno-Vargas, Y. A., Rodríguez-Chávez, J. A., Cuevas-Suárez, C. E., Gutiérrez-Estrada, K., & Arenas-Alatorre, J. A. (2023). Physical properties, marginal adaptation and bioactivity of an experimental mineral trioxide aggregate-like cement modified with bioactive materials. *Journal of Oral Science*, 65(2), 141–147.
- Flury, S., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 30(10), 1104–1112.
- Fornazari, I. A., Brum, R. T., Rached, R. N., & de Souza, E. M. (2020). Reliability and correlation between microshear and microtensile bond strength tests of composite repairs. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 103, 103607.
- Fridland, M., & Rosado, R. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *Journal of Endodontics*, 29(12), 814–817.
- Fuks, A. B. (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dental Clinics of North America*, 44(3), 571–596.
- Fuks, A. B., Guelmann, M., & Kupietzky, A. (2010). Current developments in pulp therapy for primary teeth. *Endodontic Topics*, 23(1), 50–72.
- Fuks, A. B., & Nuni, E. (2019). Pulp therapy for the young permanent dentition. In *Pediatric Dentistry* (6th ed., pp. 482–496).
- Furness, A., Tadros, M. Y., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(4), 439–449.
- Gaber, R., Mhmoud, S., & Nagi, P. (2024). Clinical ve radiographic success rate of TheraCal PT versus MTA in pulpotomy of primary molars: A randomised clinical pilot study. *Alexandria Dental Journal*, 49(1), 162–169.

- 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. *Journal of Endodontics*, 43(12), 1953–1962.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., Botero, T., Bossù, M., Riccitiello, F., & Prati, C. (2015). Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: Biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 13(1), 43–60.
- Gandolfi, M. G., Siboni, F., & Prati, C. (2012). Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International Endodontic Journal*, 45(6), 571–579.
- Gandolfi, M. G., Spagnuolo, G., Siboni, F., Procino, A., Riviaccio, V., Pelliccioni, G. A., Prati, C., & Rengo, S. (2015). Calcium silicate/calcium phosphate biphasic cements for vital pulp therapy: Chemical-physical properties and human pulp cells response. *Clinical Oral Investigations*, 19(8), 2075–2089.
- Garrocho-Rangel, A., Quintana-Guevara, K., Vázquez-Viera, R., Arvizu-Rivera, J. M., Flores-Reyes, H., Escobar-García, D. M., & Pozos-Guillén, A. (2017). Bioactive tricalcium silicate-based dentin substitute as an indirect pulp capping material for primary teeth: A 12-month follow-up. *Pediatric Dentistry*, 39(5), 377–382.
- Gayatri, C., Rambabu, T., Sajjan, G., Battina, P., Priyadarshini, M. S., & Sowjanya, B. L. (2018). Evaluation of marginal adaptation of a self-adhering flowable composite resin liner: A scanning electron microscopic study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 9(2), 240–245.
- Ghanbari, H., Ghoddusi, J., & Mohtasham, N. (2008). A comparison between amalgam ve MTA in repairing furcal perforation. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences*, 5(3), 115–119.
- Ghoddusi, J., Forghani, M., & Parisay, I. (2013). New approaches in vital pulp therapy in permanent teeth. *Iranian Endodontic Journal*, 9(1), 15–22.
- Ghorbanzadeh, A., Shokouhinejad, N., Fathi, B., Raoof, M., & Khoshkhounejad, M. (2014). An in vitro comparison of marginal adaptation of MTA and MTA-like materials in the presence of PBS at one-week ve two-month intervals. *Journal of Dentistry*, 11(5), 560–568.
- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). Self-etch adhesive systems: A literature review. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 3–10.
- Giraud, T., Jeanneau, C., Bergmann, M., Laurent, P., & About, I. (2018). Tricalcium silicate capping materials modulate pulp healing and inflammatory activity in vitro. *Journal of Endodontics*, 44(11), 1686–1691.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2011). Dentin: structure, composition and mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Front Biosci (Elite Edition)*, 3, 711–735.
- Goldberg, M., & Smith, A. J. (2004). Cells ve extracellular matrices of dentin and pulp: A biological basis for repair and tissue engineering. *Critical Reviews in Oral Biology ve Medicine*, 15(1), 13–27.
- Gonçalves, F., Azevedo, C. L. N., Ferracane, J. L., & Braga, R. R. (2011). Bis-GMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials*, 27(6), 520–526.
- Gonçalves, F., Kawano, Y., Pfeifer, C., Stansbury, J. W., & Braga, R. R. (2009). Influence of Bis-GMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and

- flexural strength of experimental resins and composites. *European Journal of Oral Sciences*, 117(4), 442–446.
- Gonçalves, F., Kawano, Y., & Braga, R. R. (2010). Contraction stress related to composite inorganic content. *Dental Materials*, 26(7), 704–709.
- Gonzalez-Lara, A., Ruiz-Rodriguez, M. S., Pierdant-Perez, M., Garrocho-Rangel, J. A., & Pozos-Guillen, A. J. (2016). Zinc oxide-Eugenol pulpotomy in primary teeth: A 24-month follow-up. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 40(2), 107–112.
- Göze Saygın, A., Ünal, M., Candan, M., Demir, P., Akıncı, L., & Göze, Ö. F. (2022). Evaluation of the effectiveness of different hemostatics and bioactive materials on the success of vital pulp therapy. *Annals of Clinical and Analytical Medicine*, 13(4), 440–445.
- Guneser, M. B., Akbulut, M. B., & Eldeniz, A. U. (2013). Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of Biodentine and conventional root perforation repair materials. *Journal of Endodontics*, 39(3), 380–384.
- Gupta, A., Makani, S., Vachhani, K., Sonigra, H., Attur, K., Nayak, R., Lecturer, S., & Graduate Student, P. (2016). Biodentine: An effective pulp capping material. *Scholars Journal of Dental Sciences*, 3(1), 15–19.
- Gurcan, A. T., & Sismanoglu, S. (2023). Effects of different surface treatment methods on the micro-shear bond strength of calcium silicate-based materials. *Journal of the Australian Ceramic Society*, 60, 497–507.
- Gürpınar, Ö. A., Beklen, A., Hukkanen, M., Cehreli, Z. C., Onur, M. A., & Konttinen, Y. T. (2006). Effects of two multi-step self-etch primer/adhesives on apoptosis in human gingival fibroblasts in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 79(2), 435–440.
- Habib, E., Wang, R., Wang, Y., Zhu, M., & Zhu, X. X. (2016). Inorganic fillers for dental resin composites: Present and future. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 2(1), 1–11.
- Hakeem, J., Shamaa, A., & Mohammed, S. (2023). Effect of premixed bioceramic putty and mineral trioxide aggregate on human fibroblasts (An in vitro study). *Egyptian Dental Journal*, 69(2), 1119–1127.
- Hamouda, I. M., Samra, N. R., & Badawi, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch-rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 461–466.
- Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475–484.
- Hanna, S. N., Alfayate, R. P., & Prichard, J. (2020). Vital pulp therapy an insight over the available literature and future expectations. *European Endodontic Journal*, 5(1), 46–53.
- Hansen, E. K., & Asmussen, E. (1997). Improved efficacy of dentin-bonding agents. *European Journal of Oral Sciences*, 105(5), 434–439.
- Hara, A. T., Pimenta, L. A. F., & Rodrigues, A. L. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 17(2), 165–169.
- Hardan, L., Mancino, D., Bourgi, R., Alvarado-Orozco, A., Rodríguez-Vilchis, L. E., Flores-Ledesma, A., Cuevas-Suárez, C. E., Lukomska-Szymanska, M., Eid, A., Danhache, M. L., Minoux, M., Haïkel, Y., & Kharouf, N. (2022). Bond strength of adhesive systems to calcium silicate-based materials: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Gels*, 8(5), 311.

- 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. *Dental Materials*, 30(3), 343–349.
- Hashimoto, M., Ito, S., Tay, F. R., Svizero, N. R., Sano, H., Kaga, M., & Pashley, D. H. (2004). Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *Journal of Dental Research*, 83(11), 843–848.
- Hashimoto, M., Nagano, F., Endo, K., & Ohno, H. (2011). A review: Biodegradation of resin-dentin bonds. *Japanese Dental Science Review*, 47(1), 5–12.
- Hayashi, M., Fujitani, M., Yamaki, C., & Momoi, Y. (2011). Ways of enhancing pulp preservation by stepwise excavation - A systematic review. *Journal of Dentistry*, 39(2), 95–107.
- Heintze, S. D., Rousson, V., & Mahn, E. (2015). Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results - A meta-analysis. *Dental Materials*, 31(4), 423–434.
- Hemadri, M., Saritha, G., Rajasekhar, V., Amit Pachlag, K., Purushotham, R., & Kishore Kumar Reddy, V. (2014). Shear bond strength of repaired composites using surface treatments and repair materials: An in vitro study. *Journal of International Oral Health*, 6(6), 22–25.
- Hillson, S. (2009). Dental tissues. In *Teeth*.
- Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: A review of the literature. *Operative Dentistry*, 34(5), 615–625.
- Hoefler, V., Nagaoka, H., & Miller, C. S. (2016). Long-term survival and vitality outcomes of permanent teeth following deep caries treatment with step-wise and partial-caries-removal: A systematic review. *Journal of Dentistry*, 54, 25–32.
- Holiel, A. A., & Sedek, E. M. (2023). Marginal adaptation, physicochemical and rheological properties of treated dentin matrix hydrogel as a novel injectable pulp capping material for dentin regeneration. *BMC Oral Health*, 23(1), 938.
- Huang, T. H., Shie, M. Y., Kao, C. T., & Ding, S. J. (2008). The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 34(5), 590–593.
- Iaculli, F., Rodríguez-Lozano, F. J., Briseño-Marroquín, B., Wolf, T. G., Spagnuolo, G., & Rengo, S. (2022). Vital pulp therapy of permanent teeth with reversible or irreversible pulpitis: An overview of the literature. *Journal of Clinical Medicine*, 11(14), 4016.
- Ignà, A. (2021). Vital pulp therapy in primary dentition: Pulpotomy—A 100-year challenge. *Children*, 8(10), 841.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 59–66.
- Imazato, S. (2003). Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental Materials*, 19(6), 449–457.
- Imazato, S., Kinomoto, Y., Tarumi, H., Ebisu, S., & Tay, F. R. (2003). Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dental Materials*, 19(4), 313–319.
- Imazato, S., Kuramoto, A., Takahashi, Y., Ebisu, S., & Peters, M. C. (2006). In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. *Dental Materials*, 22(6), 527–532.
- Iovan, G., Solomon, S., Stoleriu, S., Ghiorghe, A. C., Nica, I., Taraboanta, I., & Andrian, S. (2019). Influence of dental humidity on marginal adaptation of Biodentine restorations. *Materiale Plastice*, 56(3), 578–582.

- İpek, İ., Karaağaç Eskibağlar, B., Yıldız, Ş., Ataş, O., & Ünal, M. (2023). Evaluation of the shear bond strength of Biodentine, pre-mixed NeoPutty ve new resin modified calcium silica cement with bulk fill composites; Scanning electron microscopy-energy distributed x-ray spectroscopy analysis. *Meandros Medical and Dental Journal*, 25(4), 337–350.
- Ishikawa, A., Shimada, Y., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2007). Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin. *American Journal of Dentistry*, 20(3), 161–166.
- Islam, I., Chng, H. K., & Yap, A. U. J. (2006). X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *International Endodontic Journal*, 39(3), 220–225.
- Islam, R., Islam, M. R. R., Tanaka, T., Alam, M. K., Ahmed, H. M. A., & Sano, H. (2023). Direct pulp capping procedures – Evidence and practice. *Japanese Dental Science Review*, 59(2023), 48–61.
- Ismail, A. M., Bourauel, C., Elbanna, A., & Eldin, T. S. (2021). Micro versus macro shear bond strength testing of dentin-composite interface using chisel and wireloop loading techniques. *The Dental Journal*, 9(12), 140.
- Izutani, N., Imazato, S., Nakajo, K., Takahashi, N., Takahashi, Y., Ebisu, S., & Russell, R. R. B. (2011). Effects of the antibacterial monomer 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) on bacterial viability and metabolism. *European Journal of Oral Sciences*, 119(2), 175–181.
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375–383.
- Jäggi, M., Karlin, S., Zitzmann, N. U., & Rohr, N. (2024). Shear bond strength of universal adhesives to human enamel and dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(5), 804–812.
- Jain, B., & Tikku, A. (2019). A comparative evaluation of shear bond strength of three different restorative materials to Biodentine and TheraCal LC: An in-vitro study. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 5(2), 426–429.
- Jantarat, J., Ritsayam, S., Banomyong, D., & Chaimanakarn, C. (2018). Early and 24-hour shear bond strength to dentine of three calcium silicate based pulp capping materials. *Mahidol Dental Journal*, 38(2), 177–183.
- Javed, K., Noor, N., Nasir, M. Z., & Manzoor, M. A. (2024). Comparison of postoperative hypersensitivity between total-etch and universal adhesive system: A randomized clinical trial. *Scientific Reports*, 14(1), 678.
- Jayasheel, A., Niranjana, N., Pamidi, H., & Suryakanth, M. B. (2017). Comparative evaluation of shear bond strength of universal dental adhesives -An in vitro study. *Journal of Clinical ve Experimental Dentistry*, 9(7), 892–896.
- Jeanneau, C., Laurent, P., Rombouts, C., Giraud, T., & About, I. (2017). Light-cured tricalcium silicate toxicity to the dental pulp. *Journal of Endodontics*, 43(12), 2074–2080.
- John, N. K., Manoj, K. V., Joseph, B., Kuruvilla, A., Faizal, N., & Babu, B. S. (2017). A comparative evaluation of the internal adaptation of various lining materials to dentin under light cure composite restorations: A scanning electron microscope study. *Journal of International Oral Health*, 9(1), 6–11.
- Jusoh, S. N. W., Alawi, R., Rahman, I. A., & Husein, A. (2016). Comparison of hardness ve color stability between chemical cure and light cure composite resin used as restorative materials. *International Medical Journal*, 23(5), 565–568.

- Kadić, S., Baraba, A., Miletić, I., Ionescu, A., Brambilla, E., Ivanišević Malčić, A., & Gabrić, D. (2018). Push-out bond strength of three different calcium silicate-based root-end filling materials after ultrasonic retrograde cavity preparation. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1559–1565.
- Kakkad, N., Yadav, N. S., Hazari, P., Narwani, S., Somkuwar, K., Basha, S., Verma, V., Arora, S., Aldowah, O., Heboyan, A., & Karobari, M. I. (2022). Comparative evaluation of tensile bond strength of poly ether ether ketone (PEEK) and zirconia copings using resin cement with or without adhesive: An in vitro study. *Materials*, 15(12), 4167.
- Kalyoncuoğlu, E., Keskin, C., Acar, D., & Gonulol, N. (2021). The bond strength of universal adhesives with different acidities to calcium silicate-based materials. *Clinical ve Experimental Health Sciences*, 11(1), 170–174.
- Kamel, M. J., Etman, W. M., & Genaid, T. M. (2024). Clinical evaluation of contemporary highly filled flowable composite resin restorations. *Journal of Tianjin University Science and Technology*, 57(7), 284–301.
- Kameyama, A., Kato, J., Yoshinari, M., Kotoku, Y., Akashi, G., & Hirai, Y. (2008). Ultimate micro-tensile strength of dental adhesives cured at different light source. *Journal of Photopolymer Science and Technology*, 21(1), 31–35.
- Kang, C. M., Sun, Y., Song, J. S., Pang, N. S., Roh, B. D., Lee, C. Y., & Shin, Y. (2017). A randomized controlled trial of various MTA materials for partial pulpotomy in permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 60, 8–13.
- Karadas, M., & Atıcı, M. G. (2020). Bond strength and adaptation of pulp capping materials to dentin. *Microscopy Research and Technique*, 83(5), 514–522.
- Karaman, G. E., Bulut, M., & Yazan Sukur, E. (2024). Comparative analysis of shear bond strength of MTA and TheraCal PT with different restorative materials. *BMC Oral Health*, 24(974), 1–9.
- 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 ve Face Medicine*, 11(14), 1–8.
- Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., Kazandag, M., Canpolat, C., Malkondu, O., Kaptan, F., & Dummer, P. M. H. (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 42(11), 1004–1014.
- Kayahan, M. B., Nekoofar, M. H., McCann, A., Sunay, H., Kaptan, R. F., Meraji, N., & Dummer, P. M. H. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1646–1648.
- Keleş, S., & Şimşek Derelioğlu, S. (2019). Shear bond strength of composite and compomer to Biodentine applied with various bonding agents: An in-vitro study. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 49–54.
- Kharouba, J., Gonoratsky, A. A., Brosh, T., Masri, M., Iraqi, R., & Blumer, S. (2023). Effect of different etching times on pit-and-fissure sealant micro-shear bond strength to the enamel of primary teeth. *Children*, 10(3), 461.
- Kim, M., Jo, W., Jih, M., Lee, S., & Lee, N. (2019). Comparison of the microleakage and shear bond strength to dentine of different tricalcium silicate-based pulp capping materials. *The Journal of the Korean Academy of Pediatric Dentistry*, 46(1), 76–84.
- Kim, Y. K., Hong, M. H., & Kwon, T. Y. (2020). Dentin bonding of TheraCal LC calcium silicate containing an acidic monomer: An in vitro study. *Materials*, 13(2), 293.

- Kitasako, Y., Ikeda, M., & Tagami, J. (2008). Pulpal responses to bacterial contamination following dentin bridging beneath hard-setting calcium hydroxide and self-etching adhesive resin system. *Dental Traumatology*, 24(2), 201–206.
- Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R., & Imai, Y. (2016). Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dental Materials Journal*, 35(1), 1–12.
- Kothari, P., Mathur, A., Tirupathi, S., Chauhan, R., Nankar, M., & Suvarna, A. (2024). Comparative Clinical and Radiographic Success Rate of Bioceramic Premix vs Biosilicate-based Medicament as Indirect Pulp Treatment Materials in Primary Molars: A Double-blind Randomized Trial with a Follow-up of 12 Months. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 17(7), 748–753.
- Krawczyk-Stuss, M., Nowak, J., & Bołtacz-Rzepkowska, E. (2019). Bond strength of Biodentine to a resin-based composite at various acid etching times and with different adhesive strategies. *Dental ve Medical Problems*, 56(1), 39–44.
- Kudva, A., Raghunath, A., Nair, P. M. S., Shetty, H. K., D'Costa, V. F., & Jayaprakash, K. (2022). Comparative evaluation of shear bond strength of a bioactive material to composite resin using three different universal bonding agents: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 25(1), 54–57.
- Kunert, M., & Lukomska-Szymanska, M. (2020). Bio-inductive materials in direct and indirect pulp capping - A review article. *Materials*, 13(5), 1204.
- Küçükkaya Eren, S., Görduysus, M. Ö., & Şahin, C. (2017). Sealing ability and adaptation of root-end filling materials in cavities prepared with different techniques. *Microscopy Research ve Technique*, 80(7), 756–762.
- Küden, C., Karakaş, S. N., & Batmaz, S. G. (2022). Comparative chemical properties, bioactivity, and cytotoxicity of resin-modified calcium silicate-based pulp capping materials on human dental pulp stem cells. *Clinical Oral Investigations*, 26(11), 6839–6853.
- 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. *Dental Materials*, 24(11), 1486–1494.
- Lee, H., Shin, Y., Kim, S. O., Lee, H. S., Choi, H. J., & Song, J. S. (2015). Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of Endodontics*, 41(8), 1317–1324.
- Lee, S. Y., Chiu, C. H., Boghosian, A., & Greener, E. H. (1993). Radiometric and spectroradiometric comparison of power outputs of five visible light-curing units. *Journal of Dentistry*, 21(6), 373–377.
- Leong, D. J. X., & Yap, A. U. (2021). Vital pulp therapy in carious pulp-exposed permanent teeth: An umbrella review. *Clinical Oral Investigations*, 25(12), 6743–6756.
- Li, Z., Cao, L., Fan, M., & Xu, Q. (2015). Direct pulp capping with calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate: A meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 41(9), 1412–1417.
- Linsuwanont, P., Wimonutthikul, K., Pothimoke, U., & Santiwong, B. (2017). Treatment outcomes of mineral trioxide aggregate pulpotomy in vital permanent teeth with carious pulp exposure: The retrospective study. *Journal of Endodontics*, 43(2), 225–230.
- Loguercio, A. D., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Szesz, A. L., Cuadros-Sánchez, J., & Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*, 39(6), 652–662.

- Lozano-Guillén, A., López-García, S., Rodríguez-Lozano, F. J., Sanz, J. L., Lozano, A., Llana, C., & Forner, L. (2022). Comparative cytocompatibility of the new calcium silicate-based cement NeoPutty versus NeoMTA Plus and MTA on human dental pulp cells: An in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 26(12), 7219–7228.
- Ludovichetti, F. S., Lucchi, P., Zambon, G., Pezzato, L., Bertolini, R., Zerman, N., Stellini, E., & Mazzoleni, S. (2022). Depth of cure, hardness, roughness and filler dimension of Bulk-Fill flowable, conventional flowable and high-strength universal injectable composites: An in vitro study. *Nanomaterials*, 12(12), 1951.
- Lührs, A. K., Guhr, S., Schilke, R., Borchers, L., Geurtsen, W., & Günay, H. (2008). Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Operative Dentistry*, 33(2), 155–162.
- Lüthy, H., Loeffel, O., & Hammerle, C. H. F. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 22(2), 195–200.
- Makkar, S., Kaur, H., Aggarwal, A., & Vashisht, R. (2015). A confocal laser scanning microscopic study evaluating the sealing ability of mineral trioxide aggregate, Biodentine and a new pulp capping agent-TheraCal. *Dental Journal of Advance Studies*, 3(1), 20–25.
- Makkar, S., Vashisht, R., Kalsi, A., & Gupta, P. (2019). The effect of altered pH on push-out bond strength of Biodentin, glass ionomer cement, mineral trioxide aggregate and TheraCal. *Stomatoloski Glasnik Srbije*, 62(1), 7–11.
- Malkondur, Ö., Kazandağ, M. K., & Kazazoglu, E. (2014). A review on Biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *BioMed Research International*, 2014(10), 1–10.
- Maltz, M., Koppe, B., Jardim, J. J., Alves, L. S., de Paula, L. M., Yamaguti, P. M., Almeida, J. C. F., Moura, M. S., & Mestrinho, H. D. (2018). Partial caries removal in deep caries lesions: A 5-year multicenter randomized controlled trial. *Clinical Oral Investigations*, 22(3), 1337–1343.
- Mansour, M. A. Al. (2019). Investigation of UDMA and UDA/TEGDMA monomer mixtures for resin composite applications. In *University of Manchester*. The University of Manchester.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., & Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603–612.
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), 11–16.
- Mathur, V. P., Dhillon, J. K., Logani, A., & Kalra, G. (2016). Evaluation of indirect pulp capping using three different materials: A randomized control trial using cone-beam computed tomography. *Indian Journal of Dental Research*, 27(6), 623–629.
- Mayya, A., George, A., Mayya, A., D'souza, S., & Mayya, S. (2022). Impact of maturation time on the shear bond strength of an alkasite restorative material to pure tricalcium silicate based cement: An in-vitro experimental study. *Journal of International Oral Health*, 14(5), 494–499.
- Mehra, S., Gupta, A. K., Singh, B. P., Kaur, M., & Kumar, A. (2020). To evaluate shear bond strength of resin composite to TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement and mode of fracture: An in vitro study. *Dental Journal of Advance Studies*, 8(2), 49–54.
- Mejare, I., & Cvek, M. (1993). Partial pulpotomy in young permanent teeth with deep carious lesions. *Endodontics and Dental Traumatology*, 9(6), 238–242.

- Mente, J., Geletneky, B., Ohle, M., Koch, M. J., Friedrich Ding, P. G., Wolff, D., Dreyhaupt, J., Martin, N., Staehle, H. J., & Pfefferle, T. (2010). Mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: An analysis of the clinical treatment outcome. *Journal of Endodontics*, 36(5), 806–813.
- Mente, J., Hufnagel, S., Leo, M., Michel, A., Gehrig, H., Panagidis, D., Saure, D., & Pfefferle, T. (2014). Treatment outcome of mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: Long-term results. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1746–1751.
- Meraji, N., & Camilleri, J. (2017). Bonding over dentin replacement materials. *Journal of Endodontics*, 43(8), 1343–1349.
- Mestry, S. U., Kalmegh, S., & Mhaske, S. T. (2023). Mineral trioxide aggregates (MTA) in dentistry: A review on chemistry, synthesis methods, and critical properties. *Silicon*, 15(5), 1–19.
- Milutinović-Smiljanić, S., Ilić, D., Danilović, V., & Antonijević, D. (2021). The advantages and disadvantages of Biodentine: satisfactory mechanical properties and radiopacity not meeting ISO standard. *Vojnosanitetski Pregled*, 78(9), 973–980.
- Minick, G. T., Oesterle, L. J., Newman, S. M., & Shellhart, W. C. (2009). Bracket bond strengths of new adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(6), 771–776.
- Mohammadi, Z., & Dummer, P. M. H. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics ve dental traumatology. *International Endodontic Journal*, 44(8), 697–730.
- Moreira, K., Kantovitz, K., Bueno, T., Agulhari, M. A., Rizzante, F., Aguiar, J., Pascon, F., Arias, V., Borges, A. F., & Rontani, R. M. (2020). Indirect evaluation of pit and fissure sealants: A 3D-based method validation. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(9), 852–856.
- Możyńska, J., Metlerski, M., Lipski, M., & Nowicka, A. (2017). Tooth discoloration induced by different calcium silicate–based cements: A systematic review of in vitro studies. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1593–1601.
- Münchow, E. A., Meereis, C. T. W., de Oliveira da Rosa, W. L., da Silva, A. F., & Piva, E. (2018). Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 77–86.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411.
- Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N. H., & Loguercio, A. D. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282–292.
- Murase, Y., Kotake, H., Kusakabe, S., Okuyama, K., Tamaki, Y., & Hotta, M. (2020). Use of new scratch test and tensile test for evaluation of bond strength of self-adhesive flowable resin composite for repair of artificial tooth erosion. *Dental Materials*, 39(3), 435–443.
- Nagmode, P., Janbandhu, P., Jagtap, A., Basatwar, H., Godge, S., & Shinde, S. (2023). A scanning electron microscopic study evaluating the sealing ability of MTA, Biodentine™, and new light-cure MTA used for furcal perforation repair. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 15(1), 32–37.

- Nair, M., & Gurunathan, D. (2019). Clinical and radiographic outcomes of calcium hydroxide vs other agents in indirect pulp capping of primary teeth: A systematic review. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 12(5), 437–444.
- Nakabayashi, N. (1992). The hybrid layer: A resin-dentin composite. *Proceedings of the Finnish Dental Society*, 88 Suppl 1, 321–329.
- Namour, M., & Theys, S. (2014). Pulp revascularization of immature permanent teeth: A review of the literature and a proposal of a new clinical protocol. *Scientific World Journal*, 2014, 1–9.
- Nanci, A. (2017). Dentin-pulp complex. In *Ten Cate's Oral Histology: Vol. 9th ed* (9th ed., pp. 370–443). Elsevier.
- Neelakantan, P., Grotra, D., Subbarao, C. V., & Garcia-Godoy, F. (2012). The shear bond strength of resin-based composite to white mineral trioxide aggregate. *Journal of the American Dental Association*, 143(8), 40–45.
- Neha, K., Kansal, R., Garg, P., Joshi, R., Garg, D., & Grover, H. S. (2011). Management of immature teeth by dentin-pulp regeneration: A recent approach. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 16(7), 997–1004.
- Nekoofar, M. H., Motevasselian, F., Mirzaei, M., Yassini, E., Pouyanfar, H., & Dummer, P. M. H. (2018). The micro-shear bond strength of various resinous restorative materials to aged Biodentine. *Iranian Endodontic Journal*, 13(3), 356–361.
- Nie, E., Yu, J., Jiang, R., Liu, X., Li, X., Islam, R., & Alam, M. K. (2021). Effectiveness of direct pulp capping bioactive materials in dentin regeneration: A review. *Materials*, 14(22), 6811.
- Nilsen, B. W., Jensen, E., Örtengren, U., & Michelsen, V. B. (2017). Analysis of organic components in resin-modified pulp capping materials: Critical considerations. *European Journal of Oral Sciences*, 125(3), 183–194.
- Novotná, B., Holík, P., Morozova, Y., Rosa, M., Galandáková, A., & Langová, K. (2024). Evaluation of cytotoxicity of the dental materials TheraCal LC, TheraCal PT, ApaCal ART and Biodentine used in vital pulp therapy: In vitro study. *Dentistry Journal*, 12(8), 249.
- Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., Kaczmarek, W., & Buczkowska-Radlińska, J. (2013). Response of human dental pulp capped with Biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(6), 743–747.
- Odabaş, M. E., Bani, M., & Tirali, R. E. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to Biodentine. *The Scientific World Journal*, 2013(626103), 1–5.
- Olea-Mejia, O., R. Contreras, B., C.M. Zamudio, O., R.A. Morales, L., O. Olea, C., & R. Lopes, C. (2014). Scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy microanalysis applied to human dental specimens under laser irradiation for caries prevention. *Microscopy: Advances in Scientific Research and Education*, 70–77.
- Oskoe, S. S., Kimyai, S., Bahari, M., Eghbal, P. M. M. J., & Asgary, S. (2011). Comparison of shear bond strength of calcium-enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 12(6), 457–462.
- Özata, M. Y., Falakaloğlu, S., Plotino, G., & Adıgüzel, Ö. (2023). The micro-shear bond strength of new endodontic tricalcium silicate-based putty: An in vitro study. *Australian Endodontic Journal*, 49(1), 124–129.
- Özkul, S., & Küçükeşmen, Ç. (2012). Adezivler: Genel ilkeler ve tekniğin son durumu. *Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(3), 164–168.

- Öznurhan, F., & Altınay Karaca, F. K. (2024). Shear bond strength of different calcium silicate based cements to composite and compomer. *Meandros Medical and Dental Journal*, 25(4), 337–350.
- Packham, D. E. (2018). Theories of fundamental adhesion. In *Handbook of Adhesion Technology* (2nd ed., pp. 11–31). Springer International Publishing.
- Palma, P. J., Marques, J. A., Antunes, M., Falacho, R. I., Sequeira, D., Roseiro, L., Santos, J. M., & Ramos, J. C. (2021). Effect of restorative timing on shear bond strength of composite resin/calcium silicate-based cements adhesive interfaces. *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 3131–3139.
- 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.
- Paolone, G., Scolavino, S., Gherlone, E., & Spagnuolo, G. (2021). Direct esthetic composite restorations in anterior teeth: Managing symmetry strategies. *Symmetry*, 13(5), 797.
- Papadakou, M., Barnes, I. E., Wassell, R. W., & McCabet, J. F. (1990). Adaptation of two different calcium hydroxide bases under a composite restoration. *Journal of Dentistry*, 18(5), 276–280.
- Paradella, T. C., & Bottino, M. A. (2012). Scanning electron microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dental Science*, 15(2), 43–48.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review-Part I: Chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*, 36(1), 16–27.
- 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. *International Endodontic Journal*, 51(2), 177–205.
- Park, S. H., Ye, J. R., Asiri, N. M., Chae, Y. K., Choi, S. C., & Nam, O. H. (2024). Biocompatibility and Bioactivity of a Dual-Cured Resin-Based Calcium Silicate Cement: In Vitro and in vivo Evaluation. *Journal of Endodontics*, 50(2), 235–242.
- 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. *Dental Materials*, 27(1), 1–16.
- Patel, R., & Cohenca, N. (2006). Maturogenesis of a cariously exposed immature permanent tooth using MTA for direct pulp capping: A case report. *Dental Traumatology*, 22(6), 328–333.
- Patri, G., Agrawal, P., Anushree, N., Arora, S., Kunjappu, J. J., & Shamsuddin, S. V. (2020). A scanning electron microscope analysis of sealing potential and marginal adaptation of different root canal sealers to dentin: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 21(1), 73–77.
- Pedano, M. S., Li, X., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., & Van Meerbeek, B. (2020). Cytotoxicity and bioactivity of dental pulp-capping agents towards human tooth-pulp cells: A systematic review of in-vitro studies and meta-analysis of randomized ve controlled clinical trials. *Materials*, 13(12), 2670.
- Pehlivan, N., & Karacaer, Ö. (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 31(3), 160–166.
- Peliz, M. I. L., Duarte, S., & Dinelli, W. (2005). Scanning electron microscope analysis of internal adaptation of materials used for pulp protection under composite resin restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(2), 118–128.

- Perdigão, J., Gomes, G., Gondo, R., & Fundingsland, J. W. (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--Microtensile bond strengths. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8(6), 367–373.
- 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. *Operative Dentistry*, 39(2), 113–127.
- Perdigão, J., Walter, R., Miguez, P. A., & Swift, E. J. (2018). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. In *Sturdevant's Art ve Science of Operative Dentistry* (pp. 136–169).
- Persson, C., & Engqvist, H. (2011). Premixed calcium silicate cement for endodontic applications: Injectability, setting time and radiopacity. *Biomatter*, 1(1), 76–80.
- Peskersoy, C., Lukarcanin, J., & Turkun, M. (2021). Efficacy of different calcium silicate materials as pulp-capping agents: Randomized clinical trial. *Journal of Dental Sciences*, 16(2), 723–731.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176–1184.
- Phrukkanon, S., Burrow, M. F., Hartley, P. G., & Tyas, M. J. (2000). The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials*, 16(4), 255–265.
- Pimentel De Oliveira, R., De Paula, B. L., Ribeiro, M. E., Alves, E., Costi, H. T., & Silva, C. (2022). Evaluation of the bond strength of self-etching adhesive systems containing HEMA and 10-MDP monomers: Bond strength of adhesives containing HEMA and 10-MDP. *International Journal of Dentistry*, 2022(1), 1–7.
- Pinzón, 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. *American Journal of Dentistry*, 26(6), 335–340.
- Placido, E., Meira, J. B. C., Lima, R. G., Muench, A., Souza, R. M. de, & Ballester, R. Y. (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dental Materials*, 23(9), 1086–1092.
- Poggio, C., Lombardini, M., Colombo, M., Beltrami, R., & Rindi, S. (2015). Solubility and pH of direct pulp capping materials: A comparative study. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 13(2), 181–185.
- Pradeep, S., Shetty, N., Kotian, R., Shenoy, R., & Saluja, I. (2021). Evaluation of shear bond strength of various adhesives under simulated intrapulpal pressure: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 24(2), 169–173.
- Prathima, G. S., Suganya Mohandoss, Kavitha Muthukrishnan, & Ezhumalai Gem. (2012). Comparative evaluation of microleakage in class II cavities restored with Ceram X and Filtek P-90: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(1), 9–14.
- Prati, C., & Gandolfi, M. G. (2015). Calcium silicate bioactive cements: Biological perspectives and clinical applications. *Dental Materials*, 31(4), 351–370.
- Primus, C., Gutmann, J. L., Tay, F. R., & Fuks, A. B. (2022). Calcium silicate and calcium aluminate cements for dentistry reviewed. *Journal of the American Ceramic Society*, 105(3), 1841–1863.
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., & Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659–675.
- Pushpala, S. (2021). *Physicochemical and biological properties of NeoMTA Putty*. The University of Texas Health Science Center.

- Quiñonez-Ruvalcaba, F., Bermúdez-Jiménez, C., Aguilera-Galavíz, L. A., Villanueva-Sánchez, F. G., García-Cruz, S., & Gaitán-Fonseca, C. (2023). Histopathological biocompatibility evaluation of TheraCal PT, NeoMTA, and MTA Angelus in a murine model. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(4), 202.
- Qureshi, A., Soujanya, E., Kumar, N., Kumar, P., & Hivarao, S. (2014). Recent advances in pulp capping materials: An overview. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(1), 316–321.
- Radeva, E., & Uzunov, T. (2023). Comparative SEM study of the marginal adaptation of MTA and Biodentine after apical resection (In vitro study). *Folia Medica*, 65(2), 269–276.
- 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), 128–137.
- 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), 10.
- Rajabi, H., Denny, M., Karagiannopoulos, K., & Petridis, H. (2024). Comparison of flexural strength and wear of injectable, flowable and paste composite resins. *Materials*, 17(19), 4749.
- Raju, V. G., Venumbaka, N. R., Mungara, J., Vijayakumar, P., Rajendran, S., & Elangovan, A. (2014). Comparative evaluation of shear bond strength and microleakage of tricalcium silicate-based restorative material and radioopaque posterior glass ionomer restorative cement in primary and permanent teeth: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 32(4), 304–310.
- Ramić, B. D., Stojanac, I. L., Drobac, M. R., Kantardžić, I. R., Maletin, A. Z., Cvjetićanin, M. T., Otašević, K. S., & Petrović, L. M. (2021). Application of scanning electron microscopy in the observation of dentin-adhesive interface. *Microscopy Research and Technique*, 84(4), 602–607.
- Rastelli, A. N. S., Jacomassi, D. P., Faloni, A. P. S., Queiroz, T. P., Rojas, S. S., Bernardi, M. I. B., Bagnato, V. S., & Hernandez, A. C. (2012). The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microscopy Research and Technique*, 75(6), 758–765.
- Reis, A., de Carvalho Cardoso, P., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., Grande, R. H. M., & Loguercio, A. D. (2008). Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dental Materials*, 24(5), 639–644.
- Ricucci, D., Rôças, I. N., Alves, F. R. F., Cabello, P. H., & Siqueira, J. F. (2023). Outcome of direct pulp capping using calcium hydroxide: A long-term retrospective study. *Journal of Endodontics*, 49(1), 45–54.
- Ricucci, D., Siqueira, J. F., Li, Y., & Tay, F. R. (2019). Vital pulp therapy: Histopathology ve histobacteriology-based guidelines to treat teeth with deep caries and pulp exposure. *Journal of Dentistry*, 86, 41–52.
- Riva, Y. R., & Rahman, S. F. (2019). Dental composite resin: A review. *AIP Conference Proceedings*, 2193, 020011.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift, Jr. E. (2002). Dentin adhesion. In *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* (4th ed., Issue 4, pp. 239–258).

- Roberts, H. W., Toth, J. M., Berzins, D. W., & Charlton, D. G. (2008). Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: A review of the literature. *Dental Materials*, 24(2), 149–164.
- Rodríguez-Lozano, F. J., López-García, S., García-Bernal, D., Sanz, J. L., Lozano, A., Pecci-Lloret, M. P., Melo, M., López-Ginés, C., & Forner, L. (2021). Cytocompatibility and bioactive properties of the new dual-curing resin-modified calcium silicate-based material for vital pulp therapy. *Clinical Oral Investigations*, 25(8), 5009–5024.
- Romagnoli, P., Mancini, G., Galeotfi, F., Francini, E., & Pierleoni, P. (1990). The crown odontoblasts of rat molars from primary dentinogenesis to complete eruption. *Journal of Dental Research*, 69(12), 1857–1862.
- Rotstein, I., & Ingle, I. J. (2019). Anatomy and morphology of teeth and their root canal systems. In *Ingle's Endodontics* (7th ed., pp. 1–59).
- Sadaf, D. (2020). Success of coronal pulpotomy in permanent teeth with irreversible pulpitis: An evidence-based review. *Cureus*, 12(1), 6747.
- Sadek, F. T., Pashley, D. H., Nishitani, Y., Carrilho, M. R., Donnelly, A., Ferrari, M., & Tay, F. R. (2008). Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 84(1), 19–29.
- Sai, K., Shimamura, Y., Takamizawa, T., Tsujimoto, A., Imai, A., Endo, H., Barkmeier, W. W., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*, 54(1), 56–61.
- Salles Scheffel, D. L., Sacono, N. T., Dias Ribeiro, A. P., Soares, D. G., Basso, F. G., Pashley, D., De Souza Costa, C. A., & Hebling, J. (2015). Immediate human pulp response to ethanol-wet bonding technique. *Journal of Dentistry*, 43(5), 537–545.
- Samimi, P., Kazemian, M., Shirban, F., Alaei, S., & Khoroushi, M. (2018). Bond strength of composite resin to white mineral trioxide aggregate: Effect of different surface treatments. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(4), 350–353.
- Samuel, A., Asokan, S., Priya, P. R. G., & Thomas, S. (2016). Evaluation of sealing ability of Biodentine™ ve mineral trioxide aggregate in primary molars using scanning electron microscope: A randomized controlled in vitro trial. *Contemporary Clinical Dentistry*, 7(3), 322–325.
- Sancakli, H. S., Yildiz, E., Bayrak, I., & Ozel, S. (2014). Effect of different adhesive strategies on the post-operative sensitivity of class I composite restorations. *European Journal of Dentistry*, 8(1), 15–22.
- Sano, H., Chowdhury, A. F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., & Yamauti, M. (2020). The microtensile bond strength test: Its historical background ve application to bond testing. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 24–31.
- Santos, J. M., Pereira, J. F., Marques, A., Sequeira, D. B., & Friedman, S. (2021). Vital pulp therapy in permanent mature posterior teeth with symptomatic irreversible pulpitis: A systematic review of treatment outcomes. *Medicina*, 57(6), 573.
- Sanz, J. L., Soler-Doria, A., López-García, S., García-Bernal, D., Rodríguez-Lozano, F. J., Lozano, A., Llana, C., Forner, L., Guerrero-Gironés, J., & Melo, M. (2021). Comparative biological properties and mineralization potential of 3 endodontic materials for vital pulp therapy: TheraCal PT, TheraCal LC, and Biodentine on human dental pulp stem cells. *Journal of Endodontics*, 47(12), 1896–1906.

- Sato, M., Ishitani, T., Watanabe, S., & Nakagawa, M. (2004). Evaluation of depth of field in SEM images in terms of the information-passing capacity (IPC) and contrast gradient in SEM image. *Nucl Instrum Methods Phys Res*, 519(1–2), 280–285.
- Sato, M., Todokoro, H., & Nakagawa, M. (1994). An evaluation for the depth of field in SEM image depending on accelerating voltage. *J Electron Microsc*, 43(3), 141–145.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), 78–93.
- Schmidt, A., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2017). Shear bond strength of lining materials to calcium-silicate cements at different time intervals. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 129–135.
- Schwendicke, F., Brouwer, F., Schwendicke, A., & Paris, S. (2016). Different materials for direct pulp capping: Systematic review and meta-analysis and trial sequential analysis. *Clinical Oral Investigations*, 20(6), 1121–1132.
- Schwendicke, F., Dörfer, C. E., & Paris, S. (2013). Incomplete caries removal: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 92(4), 306–314.
- Sekhri, S., Mittal, S., & Garg, S. (2016). Tensile bond strength of self adhesive resin cement after various surface treatment of enamel. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(1), ZC01–ZC04.
- Sekimoto, T., Derkson, G. D., & Richardson, A. S. (1999). Effect of cutting instruments on permeability and morphology of the dentin surface. *Operative Dentistry*, 24(3), 130–136.
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive - A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194–206.
- Shabahang, S. (2013). Treatment options: Apexogenesis and apexification. *Journal of Endodontics*, 39(3), 26–29.
- Shafiei, F., & Memarpour, M. (2012). Antibacterial activity in adhesive dentistry: A literature review. *General Dentistry*, 60(6), 346–356.
- 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. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1210–1216.
- Shooter, K. J., Griffin, M. P., & Kerr, B. (2012). The effect of changing crosshead speed on the shear bond strength of orthodontic bonding adhesive. *Australian Orthodontic Journal*, 28(1), 44–50.
- Sihivahanan, D., Maniyan Vijayakumari, M., Yadalam, P. K., Boreak, N., Binalrimal, S., Alqahtani, S. M., Al Wadei, M. H. D., Vinothkumar, T. S., Chohan, H., Dewan, H., Bhandi, S., & Patil, S. (2022). Evaluation of micro-tensile bond strength of fibre post with titanium dioxide nanoparticles as fillers in experimental dental composite resin. *Materials*, 15(9), 3312.
- Silva, E. C. A., Pradelli, J. A., da Silva, G. F., Cerri, P. S., Tanomaru-Filho, M., & Guerreiro-Tanomaru, J. M. (2024). Biocompatibility and bioactive potential of NeoPutty calcium silicate-based cement: An in vivo study in rats. *International Endodontic Journal*, 57(6), 713–726.
- Silva, E. J. N. L., Pinto, K. P., Riche, F. N. S. J., Carestiato, M. G. H., Martins, J. N. R., Duncan, H. F., Versiani, M. A., & De-Deus, G. (2025). A meta-analysis of calcium silicate-based cements and calcium hydroxide as promoters of hard tissue bridge formation. *International Endodontic Journal*, 58(5), 685–714.

- Silva E Souza, M. H., Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., Silva E Souza, P. A. R., & Goes, M. F. (2010). Adhesive systems: Important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207–214.
- Singh, H., Kaur, M., Markan, S., & Kapoor, P. (2014). Biodentine: A promising dentin substitute. *Journal of Interdisciplinary Medicine and Dental Science*, 2(5), 1000140.
- Singla, M., & Wahi, P. (2020). Comparative evaluation of shear bond strength of Biodentine, Endocem mineral trioxide aggregate, and TheraCal LC to resin composite using a universal adhesive: An in vitro study. *Endodontology*, 32(1), 14–19.
- Sinkar, R. C., Patil, S. S., Jogad, N. P., & Gade, V. J. (2015). Comparison of sealing ability of ProRoot MTA, RetroMTA, and Biodentine as furcation repair materials: An ultraviolet spectrophotometric analysis. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(6), 445–448.
- Sirén, E. K., Haapasalo, M. P. P., Waltimo, T. M. T., & Ørstavik, D. (2004). In vitro antibacterial effect of calcium hydroxide combined with chlorhexidine or iodine potassium iodide on *Enterococcus Faecalis*. *European Journal of Oral Sciences*, 112(4), 326–331.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(5), 420–426.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(4), 305–311.
- Slaboseviciute, M., Vasiliauskaite, N., Drukteinis, S., Martens, L., & Rajasekharan, S. (2021). Discoloration potential of Biodentine: A systematic review. *Materials*, 14(22), 6861.
- Smith, A. J., & Lesot, H. (2001). Induction ve regulation of crown dentinogenesis: Embryonic events as a template for dental tissue repair? *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 12(5), 425–437.
- Snigdha, N. T. S., Kamarudin, A., Baharin, F., Ghani, N. R. N. A., bin Yhaya, M. F., Ahmad, W. M. A. W., & Karobari, M. I. (2023). Evaluation of bacterial leakage and marginal adaptation of the bioceramics pulp dressing materials: An in vitro study. *BMC Oral Health*, 23(1), 462.
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Umberto, R., & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1–17.
- Song, M., Shin, Y., Park, J.-W., & Roh, B.-D. (2015). A study on the compatibility between one-bottle dentin adhesives ve composite resins using micro-shear bond strength. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 40(1), 30–36.
- Soundappan, S., Latha, J., □2, S., Raghu, S., & Natanasabapathy, V. (2014). Biodentine versus Mineral Trioxide Aggregate versus intermediate restorative material for retrograde root end filling: An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 11(2), 143–149.
- Souza, P. P. C., Aranha, A. M. F., Hebling, J., Giro, E. M. A., & Costa, C. A. de S. (2006). In vitro cytotoxicity and in vivo biocompatibility of contemporary resin-modified glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 22(9), 838–844.
- Souza-Zaroni, W. C., Seixas, L. C., Ciccone-Nogueira, J. C., Chimello, D. T., & Palma-Dibb, R. G. (2007). Tensile bond strength of different adhesive systems to enamel and dentin. *Brazilian Dental Journal*, 18(2), 124–128.

- Soxman, J. A. (2022). Vital pulp therapy for primary molars. In *Handbook of Clinical Techniques in Pediatric Dentistry* (2nd ed., Vol. 6, pp. 67–77). John Wiley & Sons, Inc.
- Subhi, H., Subhi, N., Alhaidary, S., Azeez, M. S., & Tabnjh, A. K. (2024). Antibacterial activity of Biodentine against *Enterococcus faecalis*: A systematic review. *Frontiers in Dental Medicine*, 5, 1498353.
- Suhag, K., Duhan, J., Tewari, S., & Sangwan, P. (2019). Success of direct pulp capping using mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide in mature permanent molars with pulps exposed during carious tissue removal: 1-year follow-up. *Journal of Endodontics*, 45(7), 840–847.
- Sun, Q., Gustin, J. W., Tian, F. cong, Sidow, S. J., Bergeron, B. E., Ma, J. zhi, & Tay, F. R. (2021). Effects of pre-mixed hydraulic calcium silicate putties on osteogenic differentiation of human dental pulp stem cells in vitro. *Journal of Dentistry*, 108, 103653.
- Sun, Q., Meng, M., Steed, J. N., Sidow, S. J., Bergeron, B. E., Niu, L. na, Ma, J. zhi, & Tay, F. R. (2021). Manoeuvrability and biocompatibility of endodontic tricalcium silicate-based putties. *Journal of Dentistry*, 104, 103530.
- Sundfeld, R. H., Valentino, T. A., Sversut De Alexandre, R., Briso, A. L. F., & Sundefeld, M. L. M. M. (2005). Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of Dentistry*, 33(8), 675.
- Swift, E. J. (2002). Dentin/enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456.
- Swift, E. J., Perdigão, J., & Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence International*, 26(2), 95–110.
- Swift, E. J., Ritter, A. V., Heymann, H. O., Sturdevant, J. R., & Wilder, A. D. (2008). 36-Month clinical evaluation of two adhesives and microhybrid resin composites in Class I restorations. *American Journal of Dentistry*, 21(3), 148–152.
- Swift, E. J., Trope, M., & Ritter, A. V. (2003). Vital pulp therapy for the mature tooth - Can it work? *Endodontic Topics*, 5(1), 49–56.
- Taha, N. A., & Abdelkhader, S. Z. (2018). Outcome of full pulpotomy using Biodentine in adult patients with symptoms indicative of irreversible pulpitis. *International Endodontic Journal*, 51(8), 819–828.
- Taha, N. A., & Khazali, M. A. (2017). Partial pulpotomy in mature permanent teeth with clinical signs indicative of irreversible pulpitis: A randomized clinical trial. *Journal of Endodontics*, 43(9), 1417–1421.
- Taka, G., & Qasemian, E. (2022). Vital pulp therapy in permanent teeth. *Afghanistan Research Journal - Natural Science*, 3(1), 11–20.
- Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Watanabe, H., Erickson, R. L., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials*, 32(2), 9–21.
- Talekar, A. L., Musale, P. K., Chaudhari, G. S., Silotry, T. M. H., & Waggoner, W. F. (2024). A prospective randomised clinical trial evaluating pulpotomy in primary molars with three bioceramic calcium silicate cements: 24 month follow-up. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 1.
- Tang, N., Cabec, A. Le, & Antoine, D. (2015). Dentine and cementum structure and properties. In *A Companion to Dental Anthropology* (1st ed., pp. 204–222). John Wiley & Sons, Inc.

- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal of the Canadian Dental Association*, 69(11), 726–731.
- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B., Carvalho, R., & Miller, M. (2004). Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *American Journal of Dentistry*, 17(4), 271–278.
- Tez, B. Ç., Eliaçık, B. B. K., Taşlı, P. N., Yılmaz, H., & Şahin, F. (2024). Biocompatibility and cytotoxicity of pulp-capping materials on DPSCs, with marker mRNA expressions. *International Dental Journal*, 74(5), 1064–1077.
- Thadathil Varghese, J., Cho, K., Raju, Farrar, P., Prentice, L., & Prusty, B. G. (2022). Influence of silane coupling agent on the mechanical performance of flowable fibre-reinforced dental composites. *Dental Materials*, 38(7), 1173–1183.
- Thurmond, J. W., Barkmeier, W. W., & Wilwerding, T. M. (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(4), 355–359.
- Titus, T., El-Sayed, W., Adtani, P., Zaarour, R., Nandakumar, A., Elsewify, T., & Eid, B. (2024). Evaluation of the antibacterial and cytotoxic effects of NeoPutty, TotalFill BC RRM Putty, and MTA Plus bioceramic root canal cements. *Journal of International Dental and Medical Research*, 17(2), 523–531.
- Tjäderhane, L. (2015). Dentin bonding: Can we make it last? *Operative Dentistry*, 40(1), 4–18.
- Tjäderhane, L., Carrilho, M. R., Breschi, L., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2009). Dentin basic structure and composition-An overview. *Endodontic Topics*, 20(1), 3–29.
- Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L. S., Geraldeli, S., Tezvergil-Mutluay, A., Carrilho, M., Carvalho, R. M., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2013). Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer - A review. *Dental Materials*, 29(10), 999–1011.
- Tohidkhah, S., Ahmadi, E., Abbasi, M., Morvaridi Farimani, R., & Ranjbar Omrani, L. (2022). Effect of bioinductive cavity liners on shear bond strength of dental composite to dentin. *BioMed Research International*, 2022, 1–8.
- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F., & Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349–353.
- Torabinejad, M., & Parirokh, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review-Part II: Leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics*, 36(2), 190–202.
- 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. *Journal of Endodontics*, 21(6), 295–299.
- Torres, F. F. E., Jacobs, R., EzEldeen, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., dos Santos, B. C., Lucas-Oliveira, É., Bonagamba, T. J., & Tanomaru-Filho, M. (2020). Micro-computed tomography high resolution evaluation of dimensional ve morphological changes of 3 root-end filling materials in simulated physiological conditions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(2), 14.
- Trope, M. (2008). Regenerative potential of dental pulp. *Pediatric Dentistry*, 30(3), 206–210.
- Tsuchiya, K., Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsubota, K., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Erickson, R. L., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). Effect of a functional

- monomer (MDP) on the enamel bond durability of single-step self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, 124(1), 96–102.
- 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.
- Tuculina, M. J. (2023). Apexogenesis and apexification - Review. *Journal of Dental Health ve Oral Research*, 1–9.
- Tunç, E. Ş., Sönmez, I. Şil Ş., Bayrak, Ş., & Eğilmez, T. (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *Journal of Endodontics*, 34(5), 603–605.
- Türkoğlu Kayacı, Ş., Solmazgöl Yazıcı, Z., & Arslan, H. (2024). Spectrophotometric analysis of color stability induced by various calcium silicate cements in full pulpotomy of permanent molars: TheraCal PT, Biodentine, and ProRoot MTA. *Journal of Endodontics*, 50(2), 229–234.
- 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. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(2), 130–133.
- Tziafas, D. (1994). Mechanisms controlling secondary initiation of dentinogenesis: A review. *International Endodontic Journal*, 27(2), 61–74.
- Tziafas, D. (2004). The future role of a molecular approach to pulp-dentinal regeneration. *Caries Research*, 38(3), 314–320.
- Tziafas, D. (2010). Dentinogenic potential of the dental pulp: Facts and hypotheses. *Endodontic Topics*, 17(1), 42–64.
- Tziafas, D., Belibasakis, G., Veis, A., & Papadimitriou, S. (2001). Dentin regeneration in vital pulp therapy: Design principles. *Advances in Dental Research*, 15, 96–100.
- Tziafas, D., Smith, A. J., & Lesot, H. (2000). Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *Journal of Dentistry*, 28(2), 77–92.
- Uesrichai, N., Nirunsittirat, A., Chuveera, P., Srisuwan, T., Sastraruji, T., & Chompu-Inwai, P. (2019). Partial pulpotomy with two bioactive cements in permanent teeth of 6- to 18-year-old patients with signs and symptoms indicative of irreversible pulpitis: a noninferiority randomized controlled trial. *International Endodontic Journal*, 52(6), 749–759.
- Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., & Arhun, N. (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895–902.
- Vaidyanathan, T. K., & Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: A critical review. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 88(2), 558–578.
- Van Landuyt, K., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Bonding to dentin: Smear layer and the process of hybridization. In *Dental Hard Tissues and Bonding* (pp. 89–122). Springer.
- Van Landuyt, K. L., Mine, A., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans, M., Jaecques, S., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dental Materials*, 24(9), 1258–1267.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, 24(10), 1412–1419.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch-rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*, 28(5), 647–660.

- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Inoue, S., Perdigao, J., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2001). Enamel and dentin adhesion. In *Fundamentals of Operative Dentistry* (2nd ed., pp. 178–235). Quintessence Publishing Co.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100–121.
- Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., Yoshida, Y., Inoue, S., & Suzuki, K. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*, 24(1), 1.
- Varma, P. V. K., Krishna, G. G., Alla, R. K., Sowmya, S., Swamy, K. N. R., & Malkapuram, R. S. (2023). Calcium hydroxide pulp capping agent: An overview on composition, oroperties, and clinical applications. *Uttar Pradesh Journal of Zoology*, 44(10), 63–72.
- 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. *Clinical Oral Investigations*, 21(5), 1707–1715.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, 76(6), 1298–1307.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, 42(7), 800–807.
- Walter, R., Swift, E. J., Hitter, A. V., Bartholomew, W. W., & Gibson, C. G. (2009). Dentin bonding of an etch-and-rinse adhesive using self-and light-cured composites. *American Journal of Dentistry*, 22(4), 215–218.
- Wang, X., Xiao, Y., Song, W., Ye, L., Yang, C., Xing, Y., & Yuan, Z. (2023). Clinical application of calcium silicate-based bioceramics in endodontics. *Journal of Translational Medicine*, 21(1), 853.
- Ward, J. (2002). Vital pulp therapy in cariously exposed permanent teeth and its limitations. *Australian Endodontic Journal*, 28(1), 29–37.
- Wassel, M., Hamdy, D., & Elghazawy, R. (2023). Evaluation of four vital pulp therapies for primary molars using a dual-cured tricalcium silicate (TheraCal PT): One-year results of a non-randomized clinical trial. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 47(2), 10–22.
- Weisleder, R., & Benitez, C. R. (2003). Maturogenesis: Is it a new concept? *Journal of Endodontics*, 29(11), 776–778.
- Wiegand, A., Buchalla, W., & Attin, T. (2007). Review on fluoride-releasing restorative materials-Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*, 23(3), 343–362.
- Willershausen, B., Willershausen, I., Ross, A., Velikonja, S., Kasaj, A., & Blettner, M. (2011). Retrospective study on direct pulp capping with calcium hydroxide. *Quintessence International*, 42(2), 165–171.
- Windle, C. B., Hill, A. E., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2022). Dual-cure dental composites: Can light curing interfere with conversion? *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 132, 105289.

- Winters, J., Cameron, A. C., & Widmer, R. P. (2013). Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. In *Handbook of Pediatric Dentistry* (4th ed., pp. 103–122). Elsevier Ltd.
- Witherspoon, D. E. (2008). Vital pulp therapy with new materials: New directions and treatment perspectives-Permanent Teeth. *Journal of Endodontics*, 34(7), 25–28.
- Xavier, C. B., Weismann, R., De Oliveira, M. G., Demarco, F. F., & Pozza, D. H. (2005). Root-end filling materials: Apical microleakage and marginal adaptation. *Journal of Endodontics*, 31(7), 539–542.
- Yamamoto, S., Han, L., Noiri, Y., & Okiji, T. (2017). Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International Endodontic Journal*, 50(2), 73–82.
- Yavuz, Y. (2022). Biomateriyallerin üniversal adeziv sistemlere bağlanma dayanımının karşılaştırılması: İn vitro çalışma. *Selcuk Dental Journal*, 9(2), 513–519.
- Yavuz, Y., Kotanlı, S., Doğan, M. S., & Doğan, K. (2022). Comparisons of microleakage and scanning electron microscope SEM analyzes of the use of different pulp coverage materials. *Makara Journal of Health Research*, 26(2), 140–145.
- Yavuz, Y., Kotanlı, S., Dogan, M. S., & Almak, Z. (2025). Examination of 6 and 12 month follow-up of calcium hydroxide and calcium silicate materials used in direct and indirect pulp capping. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 34(10), 1–10.
- Yeniad, B., Albayrak, A. Z., Olcum, N. C., & Avci, D. (2008). Synthesis and photopolymerizations of new phosphonated monomers for dental applications. *Journal of Polymer Science, Part A: Polymer Chemistry*, 46(6), 2290–2299.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), 454–458.
- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Osaka, A., & Meerbeek, B. Van. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376–381.
- Yünük, M. (2015). Kullanıma hazır kalsiyum silikat esaslı simanlar: Genel bakış. *Aydın Dental Journal*, 10(1), 65–75.
- Zafar, M., Irvani, M., Eghbal, M. J., & Asgary, S. (2009). Coronal and apical sealing ability of a new endodontic cement. *Iranian Endodontic Journal*, 4(1), 15–19.
- Zarean, P., Roozbeh, R., Zarean, P., Jahromi, M. Z., & Broujeni, P. M. (2019). In vitro comparison of shear bond strength of a flowable composite resin and a single-component glass-ionomer to three different pulp-capping agents. *Dental and Medical Problems*, 56(3), 239–244.
- Zhang, W., & Yelick, P. C. (2010). Vital pulp therapy-Current progress of dental pulp regeneration and revascularization. *International Journal of Dentistry*, 2010(1), 1–9.
- Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*, 136(44), 48180.
- Zhu, C., Ju, B., & Ni, R. (2015). Clinical outcome of direct pulp capping with MTA or calcium hydroxide: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 8(10), 17055–17060.
- Zhu, L., Yang, J., Zhang, J., & Peng, B. (2014). A comparative study of bioaggregate and ProRoot MTA on adhesion, migration, ve attachment of human dental pulp cells. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1118–1123.

HAM VERİLER

Bağlanma dayanımı veriler:

Name	Max Force	Max Disp	Max Stress	Max Strain
Parameter				
Pass/Fail				
Units	N	mm	N/mm2	%
DYCAL GRUBU				
Grup 1-1	15,6328	0,6475	15,6328	0,6475
Grup 1-2	21,6875	1,441	21,6875	1,441
Grup 1-3	19,3281	1,228	19,3281	1,228
Grup 1-4	14,3828	1,145	14,3828	1,145
Grup 1-5	22,7031	0,75	22,7031	0,75
Grup 1-6	22,9063	0,876	22,9063	0,876
Grup 1-7	22,3828	0,684	22,3828	0,684
Grup 1-8	31,6563	0,649	31,6563	0,649
Grup 1-9	22,7422	0,797	22,7422	0,797
Grup 1-10	22,7578	0,982	22,7578	0,982
Grup 1-11	17,3906	0,548	17,3906	0,548
Grup 1-12	18,25	0,691	18,25	0,691
Grup 1-13	29,2031	1,108	29,2031	1,108
Grup 1-14	24,0547	0,5575	24,0547	0,5575
Mean	21,7913	0,86457	21,7913	0,86457
Standard Dev	4,7429	0,27522	4,7429	0,27522
Maximum	31,6563	1,441	31,6563	1,441
Minimum	14,3828	0,548	14,3828	0,548
Range	17,2735	0,893	17,2735	0,893
Median	22,5429	0,7735	22,5429	0,7735
JIS Mean	29,2852	1,3142	29,2852	1,3142
Variation	0,21765	0,31833	0,21765	0,31833
3 Sigma	14,2287	0,82566	14,2287	0,82566

THERACAL PT				
Grup 2-1	59,8672	1,088	59,8672	1,088
Grup 2-2	34,9297	0,576	34,9297	0,576
Grup 2-3	67,9688	1,297	67,9688	1,297
Grup 2-4	47,625	1,684	47,625	1,684
Grup 2-5	34,1016	1,214	34,1016	1,214
Grup 2-6	52,0078	1,657	52,0078	1,657
Grup 2-7	35,8125	0,968	35,8125	0,968
Grup 2-8	40,1641	1,752	40,1641	1,752
Grup 2-9	52,9609	1,197	52,9609	1,197
Grup 2-10	36,5859	1,117	36,5859	1,117
Grup 2-11	36,4844	1,167	36,4844	1,167
Grup 2-12	62,1094	1,068	62,1094	1,068
Grup 2-13	27,5	0,778	27,5	0,778
Grup 2-14	47,5313	0,614	47,5313	0,614
Mean	45,4035	1,1555	45,4035	1,1555
Standard Dev	12,2235	0,36504	12,2235	0,36504
Maximum	67,9688	1,752	67,9688	1,752
Minimum	27,5	0,576	27,5	0,576
Range	40,4688	1,176	40,4688	1,176
Median	43,8477	1,142	43,8477	1,142
JIS Mean	63,9	1,6766	63,9	1,6766
Variation	0,26922	0,31592	0,26922	0,31592
3 Sigma	36,6705	1,09513	36,6705	1,09513
NEOPUTTY MTA				
Grup 3-1	11,6406	0,351	11,6406	0,351
Grup 3-2	16,7578	0,729	16,7578	0,729
Grup 3-3	22,4375	1,123	22,4375	1,123
Grup 3-4	21,75	0,725	21,75	0,725
Grup 3-5	18,9844	0,556	18,9844	0,556
Grup 3-6	4,46094	0,79	4,46094	0,79
Grup 3-7	3,07813	0,93	3,07813	0,93
Grup 3-8	17,3828	0,638	17,3828	0,638
Grup 3-9	12,5391	1,3995	12,5391	1,3995
Grup 3-10	12,3438	0,792	12,3438	0,792
Grup 3-11	15,3438	1,3675	15,3438	1,3675
Grup 3-12	2,09375	0,824	2,09375	0,824
Grup 3-13	17,8984	0,893	17,8984	0,893
Grup 3-14	7,96875	0,9995	7,96875	0,9995
Mean	13,1914	0,86554	13,1914	0,86554
Standard Dev	6,69016	0,28953	6,69016	0,289554
Maximum	22,4375	1,3995	22,4375	1,3995
Minimum	2,09375	0,351	2,09375	0,351
Range	20,3438	1,0485	20,3438	1,0485
Median	13,9415	0,808	13,9415	0,808
JIS Mean	21,432	1,32225	21,432	1,32225
Variation	0,50716	0,33451	0,50716	0,33451
3 Sigma	20,0705	0,8686	20,0705	0,8686

BIODENTINE				
Grup 4-1	20,3672	0,8055	20,3672	0,8055
Grup 4-2	39,7969	0,913	39,7969	0,913
Grup 4-3	10,3672	1,317	10,3672	1,317
Grup 4-4	34,3281	1,447	34,3281	1,447
Grup 4-5	18,9063	0,433	18,9063	0,433
Grup 4-6	14,7422	1,009	14,7422	1,009
Grup 4-7	18,6563	1,086	18,6563	1,086
Grup 4-8	30,3281	0,252	30,3281	0,252
Grup 4-9	17,6563	0,849	17,6563	0,849
Grup 4-10	12,7422	0,517	12,7422	0,517
Grup 4-11	31,0156	1,79	31,0156	1,79
Grup 4-12	19,25	0,2845	19,25	0,2845
Grup 4-13	17,5703	0,689	17,5703	0,689
Grup 4-14	41,8281	1,639	41,8281	1,639
Mean	23,3968	0,93079	23,3968	0,93079
Standard Dev	10,1085	0,4855	10,1085	0,4855
Maximum	41,8281	1,79	41,8281	1,79
Minimum	10,3672	0,252	10,3672	0,252
Range	31,4609	1,538	31,4609	1,538
Median	19,0781	0,881	19,0781	0,881
JIS Mean	39,3875	1,6631	39,3875	1,6631
Variation	0,43205	0,52161	0,43205	0,52161
3 Sigma	30,3255	1,45651	30,3255	1,45651

SEM veriler:

NeoPutty **Birinci ölçüm İkinci ölçüm**

1. örnek	3.787 µm	6.201 µm
2. örnek	652,7 µm	1.220 µm
3. örnek	7.284 µm	4.279 µm
4. örnek	2.129 µm	3.468 µm
5. örnek	4.098 µm	1.139 µm

TheraCal PT

1. örnek	49.11 µm	35.67 µm
2. örnek	55.59 µm	28.045 µm
3. örnek	38.56 µm	47.667 µm
4. örnek	29.899 µm	45.48 µm
5. örnek	59.292 µm	38.084 µm

Biodentine

1. örnek	5.666 µm	4.845 µm
2. örnek	4.594 µm	3.858 µm
3. örnek	1.484 µm	4.02 µm
4. örnek	2.133 µm	2.94 µm
5. örnek	1.892 µm	2.865 µm

Dycal

1. örnek	8.633 µm	5.336 µm
2. örnek	6.75 µm	2.822 µm
3. örnek	12.14 µm	5.396 µm
4. örnek	7.036 µm	5.865 µm
5. örnek	6.226 µm	9.507 µm

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

PULPA KAPLAMA MATERYALLERİNİN DENTİNE VE KOMPOZİT REZİNE BAĞLANMA ETKİNLİĞİNİN İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 16	% 14	% 9	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikerisim.dicle.edu.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
3	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
4	cdn.istanbul.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	www.etikkurul.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	Dikpınar, Tuğçe. "Achillea Sieheana Stapf Bitkisinden Biyoaktivite Yönlendirmeli Etken Madde İzolasyonu", Marmara Üniversitesi (Turkey), 2023 Yayın	<% 1
9	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
10	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Dilara Ziylan
Doğum Yeri ve Tarihi: İstanbul,
ORCID No: 0000-0001-5223-4405

Eğitim Bilgileri:

- Lise: Yeşilköy Anadolu Lisesi, 2008–2012
- Lisans: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2012–2017
- Doktora: İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Doktora Programı, 2019–2025

Yabancı Dil:

- İngilizce

Yayınlar ve Sunumlar:

- Ziylan, D., Aktören, O., (2022). Çocuklarda Ağız Solunumunun Kraniyofasiyal Gelişime ve Ağız Sağlığına Etkileri. Çocuk Dergisi, 22(2):131–136.
- Usta, G., Ziylan, D., Kasimoğlu, Y., Aren, G. (2020). Iatrogenic Damage to the Enamel Caused by Laser. 15th Congress of the European Academy of Paediatric Dentistry (EAPD), Poster Sunumu, Hamburg, Almanya.

Katıldığı Kurslar ve Eğitimler:

- 15th Congress of the European Academy of Paediatric Dentistry (EAPD) 3-4 Temmuz 2020, Hamburg, Almanya.
- NuSmile Estetik Kuron Eğitimi, 14 Mart 2021, İstanbul.
Estetik kuronların hazırlanması ve uygulanması üzerine uygulamalı eğitim.
- NuSmile Pulpa Tedavisi ve NeoMTA Eğitimi, 14 Mart 2021, İstanbul.
Pedodontide pulpa tedavisine yönelik hazırlık ve NeoMTA uygulaması.
- EndoArt Endodontik Eğitim Programı, 12–13 Haziran 2021, İstanbul.
Vital ve devital dişlerde endodontik yaklaşım, retreatment ve kanal eğeleriyle ilgili uygulamalı ileri eğitim.
- NuSmile – Dentsply Sirona Root to Crown Eğitimi, 19–20 Şubat 2022, İstanbul
Primer ve daimi dişlerde endodontiden protetiğe restoratif yaklaşımlar eğitimi.