



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PULPA KAPAKLAMA MATERYALLERİNİN FARKLI ADEZİV
UYGULAMALARI SONRASI KOMPOZİT MATERYALLERİNE
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI**

Hazırlayan

Dt. Gülşah Tonga

Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine Şirin Karaarslan

Tokat- 2020



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**PULPA KAPAKLAMA MATERYALLERİNİN FARKLI ADEZİV
UYGULAMALARI SONRASI KOMPOZİT MATERYALLERİNE
MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI**

Hazırlayan

Dt. Gülşah Tonga

Dış Hekimliği Fakültesi Restoratif Dış Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Emine Şirin Karaarslan

Tokat- 2020

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve önerilerini her zaman içtenlikle benimle paylaşan ve bana yardımcı olan; tez süresince benden destek ve yardımını esirgemeyen değerli danışman hocam Doç. Dr. Emine Şirin Karaarslan'a,

Akademik, klinik bilgi ve deneyimleri ile uzmanlık eğitimime ışık tutan, her zaman desteğini hissettiğim, değerli tavsiyelerini benden esirgemeyen değerli hocam Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin Hatırlı'ya,

Uzmanlık eğitimime birlikte başladığım, bu süreçte zorlukları beraber göğüslediğim ve dostluğunu esirgemeyen sevgili arkadaşım Dt. Enes Kılıç'a, varlıkları ve yardımlarıyla uzmanlık sürecimi güzelleştiren değerli arkadaşlarım Dt. Ayla Yaylacı, Dt. Şura Zeybek Boyraz, Dt. Şeyma Nur Gerçekcioğlu, Dt. Amine Küçükilhan, Dt. Özge Yüksekaya'a ve ayrıca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, varlıkları ile yüzüme güldüren tüm asistan arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum personellerimiz; İsa Yalçın, Gülçin Kesici ve sekreterimiz Haluk Acar'a

Beni yetiştiren, bugünlere gelmemde büyük emeği olan, maddi ve manevi desteklerini, fedakârlıklarını her zaman hissettiğim, emeklerini asla ödeyemeyeceğim canım annem Gönül Tonga ve canım babam Cengiz Tonga, varlıkları ile bana güç veren sevgili kardeşlerim Gülander Aksakal, Samed Tonga ve biricik yeğenim Ayşenaz Aksakal'a

En İçten Saygı ve Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

Araş. Gör. Dt. Gülşah Tonga

ÖZET***Pulpa Kapaklama Materyallerinin Farklı Adeziv Uygulamaları Sonrası Kompozit Materyallerine Makaslama Bağlanma Dayanımı**

Amaç: Bu çalışmanın amacı güncel pulpa kapaklama materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak nano ve akışkan yapıdaki kompozit materyallerine makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Örneklerin hazırlanmasında kullanılmak üzere 5 mm çapında ve 2 mm derinlikte boşlukları bulunan 180 adet akrilik blok hazırlandı. Üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanan pulpa kapaklama materyalleri (TheraCal, MTA, Biodentin) akrilik bloklardaki boşluklara yerleştirildi ve sertleştirildi. Her bir pulpa kapaklama materyali grubuna total etch sistem (OptiBond Solo Plus), self etch sistem (Clearfil SE Bond) ve universal sistem (Bisco All Bond) üreticilerin talimatları doğrultusunda uygulandıktan sonra kompozit materyalleri (Tokuyama Estelite Sigma Quick ve Tokuyama Estelite Universal Flow) yerleştirildi (n=10). Tüm örnekler % 100 nem ve 37 ° C'de 24 saat inkübe edildikten sonra 5±2 °C ve 55±2 °C'de 5.000 kez termal siklus testine tabi tutuldu. Makaslama bağlanma dayanım testi, universal test makinesinde 0,5 mm/dk piston başlığı hızı ile kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi.

Bulgular: Tüm gruplar arasında en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri MTA kapaklama materyalinin total etch adeziv sistemle nano kompozit materyaline bağlandığı grupta görüldü. En düşük bağlanma dayanım değeri ise TheraCal kapaklama materyalinin self etch adeziv sistemle nano kompozit materyaline

bağlandığı grupta izlendi. Gruplar arası etkileşimlerde ise sadece kapaklama materyalleri arasında anlamlı farklılık kaydedilmiştir($p<0,05$).

Sonuç: Pulpa kapaklama tedavilerinde farklı kuafaj materyalleri ile birlikte farklı adeziv sistemler ve kompozit materyalleri tercih edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Adeziv sistemler, Pulpa Kapaklaması, Biodentin, Mineral Trioksit Agregat, Theracal LC.



ABSTRACT***Shear Bond Strength Of Pulp Capping Materials To Composite Materials
After Different Adhesive Applications**

Objectives: The aim of this study is to evaluate shear bond strength of to composite materials in nano and fluid form using different adhesive applications of pulp capping materials.

Materials and Methods: Totally 180 acrylic blocks with a hole measuring 5 mm diameter and 2 mm height were prepared. Pulp capping materials (ProRoot MTA, Biodentine, TheraCal) which prepared according to the instructions of the manufacturer were in the spaces in the acrylic blocks and hardened. Total etch system (OptiBond Solo Plus), self etch system (Clearfil SE Bond) and universal system (Bisco All Bond) were applied to each pulp capping material group, according to the manufacturer's instructions. Then, composite materials (Tokuyama Estelite Sigma Quick and Tokuyama Estelite Universal Flow) were placed to the prepared surfaces (n=10). After all the specimens were incubated at 100% humidity and 37°C for 24 hours, subjected to a thermal cycle test at 5 ± 2 ° C and 55 ± 2 ° C for 5,000 times. After this stage, the shear bond strength test was carried out on the universal test machine.

Results: The highest shear bond strength among all groups was seen in the group where the MTA pulp capping material was bonded to the nano composite material using the total etch adhesive system. The lowest bond strength value was obtained in the group where TheraCal pulp capping material was bonded to the nanocomposite material using the self etch adhesive system. In the interactions between

the groups, there was a significant difference only between the pulp capping materials ($p < 0.05$).

Conclusion: As a result, in the pulp capping treatments, different adhesive systems and composite materials can be preferred along with different pulp capping materials.

Keywords: Adhesive systems, Pulp capping, Biodentine, Mineral Trioxide Aggregate, Theracal LC.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET*	ii
ABSTRACT*	iv
TABLOLAR DİZİNİ	X
ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ	Xi
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Diş ÇÜRÜĞÜ.....	7
2.2. Diş ÇÜRÜĞÜ ETMENLERİ	8
2.2.1. Diyet	8
2.2.2 Tükürük	9
2.2.3. Zaman	11
2.2.4. Biofilm ve Plak.....	11
2.2.5 Diş ile İlgili Faktörler	12
2.3. MİNE ÇÜRÜĞÜ.....	13
2.3.1. Yüzeyel Tabaka	14
2.3.2. Lezyonun Gövdesi.....	14
2.3.3. Karanlık Tabaka	14
2.3.4. Saydam (Transludent) Tabaka	15
2.4 DENTİN ÇÜRÜĞÜ	15

2.4.1. Normal Dentin Tabakası.....	16
2.4.2. Subtransparan Dentin Tabakası.....	17
2.4.3. Transparan(Saydam) Dentin Tabakası	17
2.4.4. Bulanık Dentin Tabakası	17
2.4.5. Enfekte Dentin Tabakası	18
2.5. ÇÜRÜK SÜRECİNDE GERÇEKLEŞEN REAKSİYONEL OLAYLAR.....	18
2.5.1. Pulpa-dentin Reaksiyonları	19
2.5.2. Pulpal Reaksiyonlar.....	19
2.5.2.1. Dentin Sklerozu	20
2.5.2.2. Tersiyer Dentin Oluşumu.....	20
2.6. DERİN DENTİN ÇÜRÜĞÜ TEDAVİ SEÇENEKLERİ.....	21
2.6.1. Pulpa Kapaklama/Vital Pulpa Tedavileri	23
2.6.1.1. İndirekt Pulpa Tedavisi	25
2.6.1.1.1. Tek Aşamalı İndirekt Pulpa Tedavisi.....	26
2.6.1.1.2. İki Aşamalı İndirekt Pulpa Tedavisi	27
2.6.1.2. Direkt Pulpa Tedavisi	28
2.7. PULPA KAPAKLAMA MATERYALLERİ	30
2.7.1. Kalsiyum Hidroksit (Ca(OH) ₂).....	31
2.7.2. Çinkooksitojenol (ZOE)	34
2.7.3. Hidroksiapatit	34
2.7.4. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler	35
2.7.5. Dentin Bonding Sistemler	35
2.7.6. Cam İyonomer Simanlar.....	36
2.7.7. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman (CEM).....	36
2.7.8. Büyüme Faktörleri.....	37

2.7.9. BioAgregate.....	37
2.7.10. Mineral Trioksit Agregat (MTA)	38
2.7.11. Biodentin	45
2.7.12. Resin İçerikli Tricasilikat (TheraCal LC)	50
2.8. ADEZYON VE DENTAL ADEZİV SİSTEMLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	53
2.8.1. Adezyon.....	53
2.8.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	54
2.8.2.1. Total Etch (Etch and Rinse) Sistemler.....	55
2.8.2.2. Self Etch Sistemler.....	56
2.8.2.3. Universal (Multimode) Sistemler	58
2.9. KOMPOZİT RESTORATİF MATERYALLERİ.....	60
2.9.1. Kompozit Resinlerin Yapısı	60
2.9.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	62
2.9.2.1. Nanokompozitler	63
2.9.2.2. Akışkan Kompozit	64
2.10. RESTORASYONLARIN YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ.....	65
2.10.1. Termalsiklus ile Yaşlandırma.....	65
2.10.2. Mekanik Yükleme ile Yaşlandırma.....	66
2.10.3. Diş Fırçalama Simülatörü.....	66
2.11. BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ.....	67
2.11.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	67
2.11.2. Makro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi	68
2.11.3. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	68
2.11.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi.....	69
2.12. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	69

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	71
3.1. ÇALIŞMADA KULLANILAN MATERYALLER	71
3.2. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	76
3.4. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMININ ÖLÇÜLMESİ	82
3.5. STEREOMİKROSKOP GÖRÜNTÜLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	83
3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	84
4. BULGULAR.....	86
4.1. MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI TESTİ BULGULARI.....	86
4.1.1. Kapaklama Materyalleri için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	88
4.1.2. Herbir Adeziv Sistem için Farklı Kapaklama Materyallerinin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	90
4.1.3. Kompozit Materyallerinin Farklı Kapaklama Materyallerine Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	90
4.1.4. Stereomikroskop Analizi Bulguları	90
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇ	106
7. KAYNAKLAR	107
8. ÖZGEÇMİŞ	132

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller, İçerikleri, Uygulama Aşamaları ve Üretici Firmalar	74
Tablo 4.1: Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları Açısından Gruplar Arası Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları	86
Tablo 4.2: Test gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı bulguları	87
Tablo 4.3: Kapaklama materyali gruplarının kopma tiplerinin dağılımları	91

ŞEKİL VE RESİM DİZİNİ

Resim 3.1: Çalışmada Kullanılan Kuafaj Materyalleri (A: ProRootMTA B:Biodentin C:Theracal LC).....	72
Resim 3.2: Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler (a: Total Etch-OptiBond Solo Plus ve Asit Jell-Kerr Gel Etchant b: Self Etch-Clearfil SE Bond c: Universal-Bisco All Bond).....	72
Resim 3.3: Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyalleri (1:Kompozit Tokuyama Estelite Sigma Quick, 2:Akışkan kompozit Tokuyama Estelite Universal Flow) ..	73
Resim 3.4: 5 mm Çapında ve 2 mm Derinlikte Silindirik Boşluğu Bulunan Akrilik Blok Örneği ile Kapaklama Materyali ile Doldurulmuş Akrilik Blok Örneği.....	76
Resim 3.5: Kapaklama Materyallerinin Yerleştirilmesi.....	77
Resim 3.6: İç Çapı 3 mm, Yüksekliği 3 mm Olan Silindirik Kalıp	79
Resim 3.7: Kullanılan Işık Cihazı	80
Resim 3.8: Örneklere Kompozit Materyallerinin Uygulanması	80
Resim 3.9: Etüv Cihazı (Nüve Incubator, EN 055, Ankara, Türkiye)	81
Resim 3.10: Örneklerin Termal Siklus Cihazına Yerleştirilmesi.....	82
Resim 3.11: Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	83
Resim 3.12: Steromikroskop	84

Resim4.1: Kopma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri (A: Adeziv tip kopma, B Kuafaj Materyali içinde görülen Koheziv tip kopma, Miks Kopma).....	91
Şekil 3.1: Deney gruplarının şematik olarak gösterilmesi.....	78
Şekil 4.1: Çalışmada kullanılan kapaklama materyalleri, adeziv sistemler ve kompozitlere göre elde edilen bağlanma dayanımı dağılımları.....	88
Şekil 4.2: Theracal LC gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı.....	92
Şekil 4.3: MTA gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı	93
Şekil 4.4: Biodentin gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı	94

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

ISO: Uluslararası Standartlar Örgütü

pH: Ortamın asiditesi

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

Ca(OH)₂: Kalsiyum hidroksit

pH: Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimidir.

MTA: Mineral Trioksit Aggregate

UDMA: Üretan dimetakrilat

BisGMA: Bisfenol A glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat

HEMA: Hidroksietil metakrilat

PEGDMA: Polietilen glikol dimetakrilat

MDP: Metakriloiloksidodesil Dihidrojen Fosfat

Bis-MPEPP: Bisfenol A politoksi metakrilat

Sn: Saniye

Dk: Dakika

°C: Santigrat derece

MPa: Megapascal

LED: Light-Emitting Diode



1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde pulpa biyolojisi bilgileri yeni materyallerin kullanıma sunulmasına ve başarılı tedavi uygulamalarının geliştirilmesine olanak sağlamaktadır (Hargreaves, Goodis, ve Tay, 2012; Masoud Parirokh ve ark., 2005). Dişin vitalitesi pulpa dokusunun sağlıklı olmasıyla sürdürülür. Çürük, travma veya iatrojenik nedenlerle pulpa dokusunun açılması söz konusu olabilmektedir (Mjör, 2002). Hasar gören pulpanın korunması vital pulpa tedavileriyle sağlanır. Restoratif diş hekimliğinde vital pulpa tedavilerinde amaç; çürük, travma veya başka nedenlerle etkilenmiş diş pulpasının canlılığını devam ettirmek ve sağlam kalan diş yapısını desteklemektir (Hilton, 2009). Vital pulpa tedavilerinde açılmış olan pulpa yüzeyine koruyucu bir madde uygulanmakta ve geriye dönebilen pulpa yaralanmalarını tedavi ederek, pulpayı uygun bir materyal ile örtmek ve tamir dentin oluşumunu tetiklemek amaçlanmaktadır. Böylelikle pulpanın kendi kendini iyileştirmesi, canlılığını ve fonksiyonunu sürdürmesi hedeflenmektedir (Tziafas, Smith, ve Lesot, 2000).

Bu amaç için günümüze kadar kalsiyum hidroksit, çinko-oksit ojenol, glukokortikoidler, siyanoakrilatlar, formokrezol, gluteralehitler, bonding sistemleri, kollajen lifler ve sitokinler gibi çok çeşitli materyaller kullanılmıştır (Kopel, 1992). Uzun yıllardır altın standart olarak bilinen kalsiyum hidroksit $[Ca(OH)_2]$, en çok kullanılan materyal olmuştur (Hilton, Ferracane, Mancl, Winters, Cameron ve Widmer, 2013). Yüksek alkalin pH'ına neden olan içeriğindeki hidroksil iyonları; pulpada yaralanma meydana getirip, yüzeyde orta derece enflamasyon ve koagülasyon nekrozu oluşturmaktadır. Distorfik kalfikasyon sonucu bu nekroz alan tamir dentini ile yer

değiştirerek dentin köprüsü oluşumunu sağlamaktadır (Briso, Rahal, Mestrener, ve Junior, 2006; Duarte, Giro, ve Hebling, 2008). Ancak $\text{Ca}(\text{OH})_2$; yüksek alkalinitesi nedeniyle nekrotik doku oluşturması, pulpada nekroz, dejenerasyon oluşumuna sebebiyet verebilmesi, zamanla rezorbe olması ve oluşan rezorbsiyon bölgelerinde mikrosızıntı meydana gelmesi, ince ve dayanıksız olmasından dolayı restoratif işlemler esnasında kırılması ve üzerinde çatlaklar meydana gelmesi, direkt pulpa kapaklaması ve amputasyon tedavilerinde internal rezorbsiyonlara neden olması gibi pek çok dezavantaja sahiptir (Aminoshariae, Hartwell, ve Moon, 2003; Witherspoon, 2008). $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'in tüm bu olumsuz özellikleri direkt kuafaj uygulamaları için araştırmacıları sürekli yeni bir materyal bulma çabalarına sürüklemiştir.

Bu nedenlerden dolayı son zamanlarda pulpa kapaklaması tedavilerinde Mineral Trioksit Agregat (MTA), Biodentin, BioAggregate, TheraCal gibi hidrasyonu $\text{Ca}(\text{OH})_2$ formasyonu ile sonuçlanan (Nekoofar, Davies, Stone, Basturk, ve Dummer, 2011) kalsiyum silikat içerikli biyoseramik materyaller daha popüler hale gelmiştir (Cho ve ark., 2013; Parirokh, Torabinejad, ve Dummer, 2018).

Kalsiyum silikat içerikli simanlar 20 yıldan daha uzun süredir bilinen ve en çok kullanılan Mineral Trioksit Agregat (MTA) formasyonu ile geliştirilmiştir. Kalsiyum silikat içerikli simanlar başlangıçta endodontik tedavi ve kök ucu restoratif materyali olarak geliştirilmiştir. Biyouyumlu özellikleri göz önüne alındığında, klinikte direkt ve indirekt pulpa tedavilerinde de kullanılmıştır (Giraud ve ark., 2019).

MTA, iyi bir sızdırmazlık özelliği gösterir, yüksek alkalen yapıya sahip ve sert doku oluşumunu indükler. Ayrıca antibakteriyel özellikte ve düşük çözünürlük gösteren biyouyumlu bir materyaldir (Asgary, Kamrani, ve Taheri, 2007; Camilleri, Laurent, ve

About, 2014; Tziafa, Koliniotou-Koumpia, Papadimitriou, ve Tziafas, 2014). Üstün biyolojik özelliklere sahip olan MTA'nın maliyetinin yüksek olması, uzun sürede sertleşmesi, zor uygulanması ve renklenmeye neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Makkar, Vashisht, Kalsi, ve Gupta, 2015). Ayrıca materyalin henüz herhangi bir çözücüsünün olmaması, uygulandıktan ve sertleştikten sonra uzaklaştırılmasının zor olması, rezin restorasyonların bağlantı kuvvetini artırmak için uygulanan asitleme işleminin MTA'nın bağlanma kuvvetini düşürmesi MTA'ya alternatif materyal arayışlarının sürmesine neden olmuştur (Macwan ve Deshpande, 2014).

Biodentin, MTA'nın toz bileşimine hızlandırıcılar eklenerek modifiye edilmiş, hidrofilik bir materyaldir (Dammaschke, 2012). Fiziksel özelliklerinin uygun olması, sertleşme süresinin kısa olması, kolay uygulanabilirliği, biyomineralizasyon potansiyeli iyi olması, üstün sızdırmazlık yeteneği ve MTA'dan daha ucuz olması nedeniyle Biodentin'in MTA'ya alternatif olarak düşünülebileceği bildirilmektedir (Dawood, Parashos, Wong, Reynolds, ve Manton, 2017).

Kimyasal olarak sertleşen materyallerin sertleşme sürelerinin uzun olması veya fiziksel özelliklerinin yetersiz olması nedeniyle son yıllarda TheraCal gibi ışıkla sertleşen rezin modifiye pulpa kapaklama materyalleri geliştirilmiştir (Giraud, Jeanneau, Bergmann, Laurent, ve About, 2018). Işıklı sertleşebildiği için zaman tasarrufu ve uygulama kolaylığı sunduğu belirtilmektedir (Jeanneau, Laurent, Rombouts, Giraud, ve About, 2017). Rezin esaslı bir materyal olan TheraCal'ın, asitleme ve bonding işlemleri gerektiren mikromekanik bağlanmaya ihtiyaç duyması, polimerizasyon büzülmesine uğraması sonucu bağlanmada başarısızlık gözlenebilmesi

ve yapısındaki rezin monomerler nedeniyle bazı bireylerde alerjik reaksiyonlara neden olabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Dawood ve ark., 2017).

Pulpa kapaklaması tedavisinin başarısı için pulpanın iyi bir şekilde örtücülüğün olması ve pulpanın vitalitesinin devamı için tedaviden hemen sonra daimi restorasyonun yerleştirilmesi gerekmektedir (Oskoe ve ark., 2014). Bunun yanısıra bakteriyel mikrosızıntının azaltılmasında ve vital pulpa tedavisinin uzun dönem başarısında, pulpa kapaklama materyali ile restoratif materyal arasındaki bağlanma kuvvetinin de yüksek olması gerekmektedir (Tziafas ve ark., 2000). Pulpa kapaklama materyallerinin remineralizasyon kabiliyeti, biyouyumluluğu ve biyoaktivite özelliklerinin yanısıra, restoratif materyaller ve pulpa kapaklama materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı restorasyonun kalitesi ve başarısı için çok önemlidir (Oskoe ve ark., 2011; Tunç, Bayrak, ve Eğilmez, 2008). Bu tedavilerde sıklıkla kullandığımız adeziv sistemler; total etch ve self etch sistemlerdir. Yapılan çalışmalarda total etch sistemlerin makaslama bağlanma dayanım değerlerinin self etch sistemlere göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir (Bayrak, Tunç, Saroglu, ve Egilmez, 2009; Tunç ve ark., 2008). Self etch adeziv sistemlerin en büyük avantajları, total etch sistemlerde olan yıkama ve kurutma aşamalarının olmaması, buna bağlı olarak nemli bağlanma tekniğinin kullanılma zorunluluğunu ortadan kaldırması ve teknik hassasiyetin azalmasıdır (Croll, 2000). Bu teknikte işlem basamaklarının azalması ile özellikle kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda kullanım kolaylığı sağlanırken tükürükle kontaminasyon riski de azalmaktadır (Croll, 2000; Shimada ve ark., 2002). Ancak self etch sistemlerin asit oranı düşük olduğu için mineyi total etch sistemler gibi etkili asitleyemezler ve bundan dolayı dış yüzeyinde tutuculukları total etch sistemlere göre daha azdır (Hanabusa ve ark., 2012). Minede tutuculuğu arttırmak için; self etch sistemlerin uygulanmasından

önce selektif etch dediğimiz sadece mine kenarlarına asitleme yapılır. Bu durum dentin tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir. Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem total etch hem de self etch teknikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır (Hanabusa ve ark., 2012).

1960'lı yıllardan beri kullanılmakta olan kompozit rezinler, zamanla daha popüler olmuş ve hem anterior hem de posterior dişlerin direkt restorasyonunda en sık tercih edilen materyaller olmuştur (Demarco ve ark., 2017; Nascimento, Correa, Opdam, ve Demarco, 2013). Doğal diş rengine benzeme, diş dokularına bağlanabilme ile sağlam diş dokularında gereksiz madde kaybını önleme, indirekt materyallere kıyasla düşük maliyet gibi olumlu özellikler, kompozit rezinlerin popüleritesinin artmasının nedenlerinden bazılarıdır (Demarco ve ark., 2017; Demarco, Corrêa, Cenci, Moraes, ve Opdam, 2012).

Bu veriler ışığında planlanan bu in vitro çalışmanın amacı; çeşitli adeziv sistemleri kullanılarak MTA, Theracal LC ve Biodentin gibi farklı pulpa kapaklama materyallerinin farklı adeziv sistemler kullanılarak kompozit materyalleri arasındaki makaslama bağlanma dayanım değerlerinin belirlenmesidir. Elde edilen sonuçlar ileride yapılacak bilimsel çalışmalara örnek teşkil edeceği gibi kliniğimizde kullandığımız pulpa kapaklama materyalleri ve adeziv sistemler konusunda da bizi aydınlatacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın hipotezleri;

1. Pulpa kapaklama materyalleri arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacaktır.

2. Çalışmada kullanılan farklı adeziv sistemler ve kompozit materyalleri arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, plakta bulunan mikroorganizmaların karbonhidratları parçalayarak asit oluşturmasıyla başlayan, plak sıvısı ve diş dokuları arasındaki denge bozularak dişin inorganik yapısının demineralizasyonu ve organik yapının enzimatik olaylarla bozulmasıyla sonuçlanan bir süreçtir (Fejerskov ve Kidd, 2009; Selwitz, Ismail, ve Pitts, 2007).

Diş çürüğü dünyada en yaygın görülen, önlenebilir hastalıklardan biridir (Health ve Services, 2000). Diş çürüğü, oral ağrı ve diş kaybının primer sebebinin oluşturmaktadır (Marsh, 2003). Erken safhalarda diş çürüğü durdurulabilmekte veya geri döndürülebilmektedir; ancak çoğunlukla uygun bir tedavi uygulanmadan kendi kendine durdurulamamaktadır ve dişte yıkım gerçekleşinceye kadar ilerlemektedir (Marsh, 2003).

Diş çürüğünü sağlıklı bir şekilde tedavisini gerçekleştirmek için hekim öncelikle çürüğün lokalizasyonunu, şiddetini, ilerleme hızını ve yapısını belirleyerek hastalığın aktive derecesini saptamalıdır (Fontana ve Zero, 2006). Diş çürüğü, diş dokusunun yıkımına, etkilenmiş dişlerin estetik olmayan görünümüne ve çiğneme fonksiyonunun kaybına sebep olabilir. Sıcak, soğuk, tatlı hassasiyeti ve ağrı gibi semptomlar görülebilir. Çürüğün daha çok ilerlediği aşamalarında endodontik tedavi veya dişin çekimini ile sonuçlanan şiddetli ağrının eşlik ettiği pulpa absesi ile sonuçlanabilir (Fontana ve Zero, 2006).

2.2. Diş Çürüğü Etmenleri

Diş çürüğü tükürük, diyet, mikroflora ve konak ile ilgili faktörlerin yer aldığı karmaşık olaylar bütünüdür. Tüm hastalıklarda olduğu gibi diş çürüğünün oluşabilmesi için de birçok etmenin bir araya gelmesinin yanı sıra gerekli koşulların da sağlanması gerekmektedir (Kidd ve Fejerskov, 2004; Selwitz ve ark., 2007).

2.2.1. Diyet

Diyet, bir bireyin edindiği günlük yiyecek ve içecek tüketimi alışkanlıklarıdır. Tüketilen gıdalar, ağız ortamındaki karyojenik mikroorganizmalar tarafından besin kaynağı olarak kullanılarak çürük oluşumunu tetiklemektedir (Hujoel, 2009). Besinler; proteinler, karbonhidratlar ve yağlar olmak üzere üç temel grupta toplanır. Bu üç temel gruptaki besinlerden yalnızca karbonhidratların çürük yapıcı özelliği olduğu görülmüştür (Koray, 1981a).

Karbonhidratlardan sadece daha küçük moleküllü olan monosakkaritlerden glikoz, früktoz, galaktoz ve disakkaritlerden laktoz, maltoz, sükroz bakteriği plağı içine girebilir ve plak içerisindeki mikroorganizmalar tarafından organik asitlere parçalanarak çürük oluşumunu başlatabilirler (Koray, 1981). Ağız sıvılarında kolaylıkla çözülemeyen büyük moleküllü polisakkaritler ise plak içerisine giremezler. Bakterilerin polisakkaritleri kullanabilmeleri için ağız ortamında maltaz ve amilaz enzimleri ile disakkarit ve monosakkaritlere parçalanması gerekir. Ancak genellikle polisakkaritler parçalanmadan ağız içerisinden temizlenir (Koray, 1981; Zero, Zandona, Vail, ve Spolnik, 2011). Bu nedenle polisakkaritlerin çürük yapıcı etkileri ancak belirli

koşullarda; örneğin besinin yapışkan olup ağızda uzun süre kaldığı ya da kişiye özgü olarak polisakkaritin enzimler tarafından hızlı bir parçalanmaya uğradığı durumlarda ortaya çıkar (Koray, 1981).

Diyette şekerin esas kaynağı sükrözdür ve çürük oluşumunun en önemli belirleyicisidir. Ağız ortamındaki mikroorganizmalar, sükrözü metabolize ederek hem plak oluşumu hem de dişin çözünmesi için gerekli olan asitleri üretirler (Mellberg ve Ripa, 1983). Mikroorganizmalara ait enzimler tarafından hidrolize edilen sükröz, glikoz ve fruktoza ayrıştırılarak enerji kaynağı olarak kullanılır ve bu metabolizmanın sonucu olarak laktik asit ve organik asitler meydana gelir. Ayrıca sükröz, plak mikroorganizmalarının birbirine tutunmasını sağlayan dekstrana da dönüştürülür. Sükröz bu özelliklerinden dolayı, diğer şekerlerle karşılaştırıldığında, daha güçlü karyojeniteye sahiptir (Mellberg ve Ripa, 1983).

Karbonhidratların fiziksel formu ağız içerisinde kalma sürelerini etkileyerek çürük oluşumunu belirler. Ağız içerisinde kalma süresi; tüketilen besinin kolay çözünüp çözünmemesine, yapışkan veya sert olması ve akışkan halinde olup olmamasına bağlıdır (Koray, 1981; Mellberg ve Ripa, 1983).

2.2.2 Tükürük

Diş çürüğü gelişimi ve tükürük arasındaki bağlantının anlaşılabilmesi için pek çok konunun göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bunlar, tükürük miktarı, tamponlama kapasitesi ve tükürüğün içeriği gibi faktörlerdir (Leone ve Oppenheim, 2001).

Dişin üzerinde bulunan eklentilerin temizlenmesinde tükürüğün fiziksel özelliği olan viskozitesi ve akış hızı etkilidir (Mellberg ve Ripa, 1983). Tükürüğün pH'ı, içeriği ve tamponlama kapasitesi ise tükürüğün kimyasal özelliklerini içerir. Bu faktörler plağın çürük oluşturma kapasitesini etkiler (Mellberg ve Ripa, 1983).

Tükürüğün fizyolojik pH'sı, tükürük proteinleri, karbonik asitler, fosfatlar ve bikarbonatlar gibi iyonların etkisiyle 6,7-7,4 arasında değişkenlik göstermektedir. Tükürük pH değerinin 5,5'in altına düşmesiyle mideden kalsiyum ve fosfat iyonları çözünmeye başlamaktadır. Tükürük içeriğinde bulunan karbonik asit, bikarbonat ve fosfatlar, asitleri nötralize ederek tamponlama fonksiyonunu sağlamakta ve böylelikle demineralizasyonu azaltarak diş çürüğüne karşı koruyucu etki oluşturmaktadır. Uyarılmış tükürükte karbonik asit-bikarbonat tamponlama sistemi aktifken, dinlenme periyodunda fosfatlar fonksiyon görmektedir (Fejerskov ve Kidd, 2009).

Tükürük bezleri, diş dokusu ve mukozal yüzeylerin korunmasını sağlayan immünolojik ve immünolojik olmayan ajanları da salgılamaktadır. Tükürük immünolojik içerik olarak immünglobulin A (IgA), IgG ve IgM'yi içermektedir. IgA bunların içinde en önemli immünolojik ajandır. İmmünolojik olmayan içerik ise seçilmiş proteinler, müsin, peptit ve enzimlerdir. IgA virüsleri nötralize etmekte, bakteriyel antijenlere karşı bir antikor görevi görmektedir. Böylece diş yüzeyine bakterilerin eklenmesini engellemektedir (Humphrey ve Williamson, 2001).

Serömüköz yapıdaki tükürük içeriğindeki su ve glikoprotein yapılar sayesinde oral dokularda lubrikasyon ve koruma sağlamaktadır. Bu sayede konuşma, yutkunma ve çiğneme fonksiyonlarının gerçekleşmesini kolaylaştırmaktadır (Edgar, 1990).

Sonuç olarak tükürük oldukça farklı ürünlerin bileşimini içermektedir. Yapısı ve içeriği ile koruyucu özelliğe sahip olan tükürük çürük oluşumunu engelleyebilecek niteliğe sahiptir.

2.2.3. Zaman

Çürük süreci, diş dokusu, plak ve plak içerisindeki mikroorganizmaların gerekli besin varlığında etkileşmesi sonucu meydana gelmektedir. Ancak bu etkileşimin süresi çürüğün oluşmasında önemli rol oynamaktadır. Süre arttıkça aside maruz kalma artacak, tamponlama kapasitesi yetersiz kalacak ve demineralizasyon başlayacaktır. Bundan dolayı çürük oluşumunda besinlerin ağızda kalma süresi önem arz etmektedir. Tüketilen besinlerin ağızda kalma süreleri ise besinin yapışkan veya sert olmasına, katı veya sıvı olmasına, kolay çözünüp çözünmemesine bağlı olarak değişebilmektedir (Selwitz ve ark., 2007).

2.2.4. Biofilm ve Plak

Plak, konak-parazit ilişkisini bozarak diş çürüğü oluşumuna ve periodontal hastalıkların başlamasına sebep olmaktadır (Marsh, 1999). Dental plak, oldukça yoğun, çeşitli bakteri topluluğundan ve tükürük ürünlerinden oluşan bir biyofilm tabakasıdır. Yumuşak, yarı saydam ve yapışkan bir yapıya sahip olan dental plak asidojenik ve asidürik bakteriler içermektedir. Bu bakterilerden çürüğün gelişiminde ve ilerlemesinde en etkili olan *Streptokokkus mutans* (*S.mutans*), *Laktobasil* gibi bazı bakteriler hem asidojenik hem de asidürik özellik göstermektedirler. Bu bakteriler fermente edilebilen

karbonhidratları organik asitlere çevirebilir, intrasellüler ve ekstrasellüer polisakkarit üretebilir ve elverişsiz koşullarda bile karbonhidrat metabolizmasına devam edebilirler. Plakta yüksek konsantrasyonda *S. Mutans* ve *Laktobasil* bulunması durumunda, pH düşüşü ile birlikte diş mineral dokularında çözünmeye dolayısıyla minede demineralizasyona ve hızlı bir mineral kaybına sebep olur. Minede gerçekleşen bu mineral kaybı önlenemezse çürük lezyonunun ilerlemesine ve çürük kavitasyonu oluşmasına neden olur (García-Godoy ve Hicks, 2008; Hicks, Garcia-Godoy, ve Flaitz, 2004).

2.2.5 Diş ile İlgili Faktörler

Morfolojik ve yapısal özelliklerin çürük gelişiminde önemli etkiye sahip olduğu uzun yıllardır bilinmektedir. İnsan dişlerinde de morfolojik çeşitlilik yüksektir. Örneğin, okluzal yüzeylerdeki fissür yapıları bazı bireylerde oldukça derin, bazı bireylerde ise sığ seyretmektedir. Özellikle derin fissür morfolojisine sahip olan dişler yemek artıkları ve mikroorganizmalar için oldukça retantif alanlar oluşturmaktadır. Bu durum kesici dişlerin morfolojisiyle kıyaslandığı zaman azı dişlerinin morfolojik olarak çürük oluşumu açısından daha uygun bir konak olduğunu göstermektedir (König, 1963). Dişler sürme sonrası yapılarındaki mineral içeriği artarak olgunlaşmaya devam etmektedir. Özellikle yeni sürmüş dişler çürüğe karşı oldukça duyarlıdır. Zamanla minenin mineralizasyonundaki artışla birlikte çürüğe karşı duyarlılık azalmaktadır (Zero, 1999).

Çürük riski; karyojenik bakteri miktarının fazlalığı, tükürük akışının ve flor kullanımının yetersizliği, kötü oral hijyen, bebeklerin yanlış beslenme yöntemleri ve

sosyo-ekonomik seviyenin düşük olması gibi fiziksel, biyolojik, çevresel, davranışsal faktörleri de içerir (Selwitz ve ark., 2007).

2.3. Mine Çürüğü

Demineralizasyon-remineralizasyon dengesi demineralizasyon yönünde bozulduğunda mine dokusunda çürük başlamaktadır. Başlangıç mine çürükleri nemli ortamda inspeksiyon ile sağlıklı mine dokusundan ayırt edilememektedir. Fakat lezyon kurutulduğunda opak tebeşirimsi bir görüntü verir. Diş hekimliğinde bu görüntü Beyaz Nokta (White Spot) lezyonları olarak tanımlanmaktadır (Fejerskov ve Kidd, 2009). Bu aşamada minede meydana gelmiş olan lezyon geri dönüşümlüdür ve mineralize olarak sağlıklı diş yapılarına dönüşebilir. Fakat demineralizasyon süreci devam ederse çürük ilerleyerek geri dönüşümsüz hale gelebilir.

Başlangıç mine lezyonları histolojik olarak incelendiğinde tepesi mine-dentin birleşimine doğru olacak şekilde konik olarak görülür. Histolojik incelemede, başlangıç seviyesindeki mine lezyonunun aslında makroskobik olarak henüz bozulmamış bir yüzeyden ve altındaki demineralizasyon bölgesinden oluştuğu gözlenmektedir (Kidd, 2003; Wefel ve Harless, 1984). Mine yüzeyi bu aşamada mineral bakımından zengindir; ancak, bu tabakanın altında mineral içeriği düşmüştür (Robinson ve ark., 2000).

Çürük lezyonun ilerlemesiyle mine yumuşak hale gelmekte ve kavitasyon oluşmaya başlamaktadır. Histolojik olarak incelendiğinde, sağlam mineden yüzeye doğru 4 adet lezyon tabakası tanımlanmıştır (Newbrun, 1989).

2.3.1. Yüzeyel Tabaka

En dıştaki, en sert ve çözünmesi en zor olan mine tabakasıdır. Sağlam mineyle benzer sertliğe sahip olmakla beraber yüzeyel tabakada %5-10 oranlarında mineral kaybı görülmektedir. Bu tabaka bir difüzyon ortamı oluşturarak minerallerin mineden içeri ya da dışarı hareketine izin vermektedir. Bir alt tabakada çözünen mine dokusuna ait fosfat ve kalsiyum gibi minerallerin mine yüzeyine göçü ile birlikte dışarıdan mine yüzeyine doğru olan florid iyonlarının göçü, yüzey tabakasının iyi mineralize olarak asit ataklarına karşı direnç oluşturmasını sağlamaktadır (Newbrun, 1989).

2.3.2. Lezyonun Gövdesi

Başlangıç mine lezyonlarının en geniş tabakasıdır. Lezyon gövdesinde, retzius çizgileri ve prizmadaki enine çizgiler belirgin bir şekilde izlenebilir (Newbrun, 1993). En çok mineral kaybı bu tabakada görülmektedir. Mineral kaybı yaklaşık olarak %25-50 oranında gözlenir (Featherstone, 2008).

2.3.3. Karanlık Tabaka

Işığı geçirmediği için karanlık olarak adlandırılan bu bölge, porların içerisine madde birikimi yani remineralizasyonu sonucu oluşmaktadır. Bu bölgede, %5-10 oranında poröziteye rastlanmaktadır (Robinson ve ark., 2000). Lezyon hızlı

ilerlediğinde bu tabaka ince, yavaş ilerlediği zaman ise kalın olduğu görülmektedir (Bayırlı, 1982).

2.3.4. Saydam (Translucent) Tabaka

Lezyonun dentin dokusuna ilerleyen en derin kısmında yer alan, mineral kaybının yaklaşık olarak % 1-2 oranında gözlendiği alandır (Roberson, Heymann, ve Swift Jr, 2006). Bu tabaka sağlıklı mineden 10 kat daha geçirgendir ve ilerlemiş mine çürüğünün göstergesidir. Saydam tabakada minenin inorganik yapısının yanı sıra organik yapısının da deformasyona uğradığı gözlenmektedir. Retzius çizgileri, interprizmatik madde ve prizmaların enine çizgisi deforme olmuştur (Featherstone, 2008).

2.4 Dentin Çürüğü

Dentinin içerdiği inorganik madde oranı mineden daha azdır. Hem mikroorganizmaların ve ürünlerinin hem de kimyasal maddelerin daha derin tabakalara kolay bir şekilde ilerlemesine dentin tübülleri neden olur. Bu nedenle çürük, mineye oranla dentinde daha hızlı ilerler (Bayırlı, 1982; Koray, 1981b; Sturdevant, Roberson, Heymann, ve Sturdevant, 1994).

Mine-dentin sınırı, çürük ataklarına karşı mine ve dentine göre daha duyarlı bölgelerdir. Çürük lezyonu bu bölgeye ulaştığında lateral yayılıma izin vermektedir. Çürüğün dentine doğru yayılımı, mine-dentin sınırından pulpaya doğru daralan V

şeklindedir (Ritter, Eidson, ve Donovan, 2014). Dentinde çürük ilerlerken, öncelikle organik asitler dentinde demineralizasyona sebep olmakta daha sonra dentinin organik materyali (özellikle kollajen) dejenere olup çözünmekte ve bakteri invazyonunu takiben yapısal bütünlük bozulmaktadır (Ritter ve ark., 2014).

Dentin çürüğünün ilerlemesi esnasında dokuda meydana gelen değişiklikler şöyle açıklanmaktadır;

- Zayıf organik asitler ile dentinin demineralizasyonu,
- Dentinin organik materyalinin, özellikle de kollajenin, dejenere olup çözünmesi,
- Yapısal bütünlüğün bozulmasını takiben bakterilerin istilasası (Sturdevant ve ark., 1994).

Dentindeki çürük histolojik olarak beş farklı tabakadan oluşmaktadır. Bu tabakalar yavaş ilerleyen lezyonlarda daha iyi ayırt edilebilirken, hızlı ilerleyen lezyonlarda tabakaların ayrımını yapmak zorlaşabilmektedir (Roberson ve ark., 2006). Bu tabakalar içten dışa doğru şu şekilde sıralanmaktadır.

2.4.1. Normal Dentin Tabakası

Çürüğün en alt tabakasını oluşturan normal dentin, lümeni kristal içermeyen düzgün uzantılı odontoblast içeren kanallara sahiptir. Bu kanallarda bakteri bulunmamaktadır (Ritter ve ark., 2014).

2.4.2. Subtransparan Dentin Tabakası

İntertübüler dentinde demineralizasyonun oluşmaya başladığı tabakadır. Odontoblast uzantıları zarar görmüştür; ancak, bu tabakada mikroorganizma bulunmaz (Zheng, Hilton, Habelitz, Marshall, ve Marshall, 2003). Bu tabaka remineralizasyon yeteneğine sahiptir (Roberson ve Lundeen, 2006).

2.4.3. Transparan(Saydam) Dentin Tabakası

Normal dentinden daha yumuşak olan bu tabakanın intertübüler dentin tabakasında oldukça fazla mineral kaybıyla birlikte tübüllerde büyük kristaller mevcuttur. Çapraz kollajen bağlarının bozulmamış olmasından dolayı pulpanın canlılığını koruduğu durumlarda bu bölge kendini tamir edebilmektedir (Roberson ve Lundeen, 2006).

2.4.4. Bulanık Dentin Tabakası

Bu tabakada bakteri invazyonuyla birlikte dentin tübüllerinin yapısında bozulmaya rastlanmaktadır. Kollajen yapısı bozulmuş olduğu için kendini tamir etme şansı yoktur ve restorasyon öncesinde mutlaka uzaklaştırılmalıdır (Roberson ve Lundeen, 2006).

2.4.5. Enfekte Dentin Tabakası

Çok sayıda bakteri içeren, dentinin tamamen bozulmuş olduğu çürüğün en dış tabakasını oluşturmaktadır. Bu bölgede dentinin organik ve inorganik yapısı geri dönüşümsüz olarak harap olmuş durumdadır. Yumuşak yapıdaki bu tabaka restorasyon öncesi uzaklaştırılmalıdır (Roberson ve Lundeen, 2006).

2.5. Çürük Sürecinde Gerçekleşen Reaksiyonel Olaylar

Minenin mikroporöz yapısı ağız içerisinde meydana gelen uyarıların dentin dokusuna iletilmesine ve dentinin tepkisine neden olmaktadır (Kidd ve Fejerskov, 2004). Minedeki lezyon dentin kavşağıyla temasa girdiğinde dentinde kahverengimsi bir renk değişimi görülmektedir ve bu dentin demineralizasyonunun ilk işaretidir (Kidd ve Fejerskov, 2004). Bu durum lezyonun lateral yayıldığını göstermezken diş yüzeyinde oluşan biyofilm tabakasındaki reaktif olayların mine prizmaları ile iletilmesinin ilk sonucunu göstermektedir. Bu aşama, klinik açıdan bakteri tabakasının düzenli olarak uzaklaştırılması sonucu durdurulabilmektedir (Kidd ve Fejerskov, 2004). Eğer asit atakları devam ederse bir kavitasyon meydana gelmekte ve bakterilerin yüzeyel tübüller invazyonu gerçekleşmektedir. Biyolojik ve kimyasal olarak birbirinden farklı yapıya sahip olan pulpa ve dentin patolojik uyarılar karşısında adeta tek bir organ gibi davranarak tepki vermektedir. Bundan dolayı bu yapı pulpa-dentin kompleksi olarak adlandırılmaktadır (Smith, 2003).

2.5.1. Pulpa-dentin Reaksiyonları

Dentin, pulpa ile çok yakın ilişkisi olan ve odontoblastların sitoplazmik uzantılarını içeren canlı bir dokudur. Pulpa ve dentin çürüğe karşı tek bir fizyolojik yapı olarak reaksiyon gösterdiği için değerlendirmede bu iki doku birlikte ele alınmalıdır (Kidd, 2003; Ørstavik ve Ford, 2008).

Primer dentinogenezisten sonra normal şartlar altında odontoblastlar dinlenme evresine geçmektedir ve bununla birlikte fizyolojik olarak sınırlı sekonder dentin üretimi yaparak bazal aktivite göstermektedir (Linde ve Goldberg, 1993). Pulpa-dentin kompleksi; çürük, erozyon, atrizyon, abrazyon gibi patolojik uyaranlara karşı sert doku oluşumu ile cevap vermektedir (Langeland, 1987).

2.5.2. Pulpal Reaksiyonlar

Pulpanın çürük lezyonuna karşı oluşturduğu savunma şekilleri, dentin sklerozu ile dentin permeabilitesinin azalması, tersiyer dentin oluşumu, enflamatuar ve immunolojik reaksiyonlardan oluşmaktadır (Kidd, 2003; Trowbridge, 2002a).

2.5.2.1. Dentin Sklerozu

Dentin sklerozu genellikle tüm çürük lezyonlarının periferinde görülür ve en sık karşılaşılan savunma reaksiyonudur. Antijenik ve diğer iritan maddeler dentin tübüllerinden difüze olarak pulpaya ulaşır. Bu nedenle dentin tübüllerinin geçirgenliği, pulpada meydana gelen yaralanmanın derecesini belirleyen önemli bir faktördür (Trowbridge, 2002a).

Sklerozun gerçekleşebilmesi için canlı odontoblast hücrelerinin varlığına ihtiyaç duyulmaktadır. Çürük oluşum süreci ile birlikte odontoblastik uzantılar, peritübüller alanda kalsifikasyonu başlatmaktadır (Frank ve Voegel, 1980). Etkilenen kısımda tübüllerdeki mineraller ışık saçılımını azalttığı için sklerotik dentin tabakası translusent (saydam) dentin olarak da isimlendirilmektedir (Kidd ve Fejerskov, 2004). Aktif çürük lezyonlarında odontoblastların, sklerotik dentin oluşturmadan ölümü gerçekleşmekte ve tübül içerisinde ölü alanlar oluşmaktadır. Ancak pulpa canlılığını koruyabilmiş ise bu alanlarda tersiyer dentin birikimi gerçekleşmektedir (Trowbridge, 2002b).

2.5.2.2. Tersiyer Dentin Oluşumu

Diş gelişimi sırasında meydana gelen dentine, primer dentin; diş gelişimini tamamlandıktan sonra oluşan ve ömür boyu devam eden dentine ise, fizyolojik sekonder dentin adı verilir. Tersiyer dentin ise primer ve sekonder dentinden farklı olarak; herhangi bir irritasyona karşı cevap olarak oluştuğundan, dişin irritasyona maruz kaldığı bölgede, dentin tübüllerinin pulpaya bakan yüzeylerinde depolanır (Trowbridge, 2002a).

Tersiyer dentin; mine, dentin ve sement kaybına karşı oluşan bir pulpal savunma mekanizması şeklindedir (Trowbridge, 2002a).

Tersiyer dentinin; iritanın yapısı, şiddeti ve pulpanın durumuna göre primer dentine benzeme derecesi değişiklik göstermektedir. Pulpanın sağlıklı olduğu durumlarda tersiyer dentin, mevcut sağlıklı odontoblastlar tarafından salgılandığı için kalitesi daha iyidir. Fakat pulpal dokuda enflamasyon varlığında oluşturulan tersiyer dentinin kalitesi bozulmaktadır (Trowbridge, 2002a).

2.6. Derin Dentin Çürüğü Tedavi Seçenekleri

Derin dentin çürüğü, çürük temizlenirken pulpanın perforasyon olma olasılığının bulunduğu dişlerde kullanılan bir terimdir. Radyografik olarak çürük lezyonunun, dentin kalınlığının dörtte üçlük kısmına veya daha fazlasına ulaşmış olduğu izlenmektedir (Bjørndal, 2008). Klinikte en sık karşılaşılan problemlerden biri derin çürük lezyonlarının tedavisidir. Bu dişlerin tedavi edilerek ağızda sağlıklı biçimde fonksiyonlarını sürdürmelerinin sağlanması, süt ve sürekli dişlenmede operatif tedavinin temel amacıdır (Heinrich-Weltzien ve Kneist, 2001).

Günümüzde çürüğün temizlenmesini sonlandırma kararı ülkelere, fakülterlere ve yumuşamış dokunun pulpaya olan yakınlığının tahminine göre değişiklik göstermektedir ve genellikle pulpa perforasyon oluncaya kadar temizleme işlemine devam edilmektedir (Kidd, Fejerskov, ve Mjör, 2003). Hedeflenen ise pulpaya zarar vermeden pulpanın canlılığının korunmasına ve işlevini devam ettirmesine yardımcı olmaktır (Gruythuysen, van Strijp, ve Wu, 2010).

Geleneksel tedavi yöntemlerinde bakteriler tarafından enfekte edilmiş tüm çürük doku, frezler veya keskin aletler yardımı ile uzaklaştırılır. Çürük dokunun tamamen uzaklaştırılması pulpanın perforasyon riskini artırmaktadır. Pulpanın perforasyonu; maliyeti daha yüksek, uygulaması daha zor ve daha uzun süren endodontik veya cerrahi işlemleri beraberinde getirmektedir (Miyashita, Worthington, Qualtrough, ve Plasschaert, 2007). Bunlara ek olarak endodontik tedavi görmüş dişlerde, periapikal bölgede kemik yoğunluğunda azalma, mobilite, periapikal patoloji gelişimi, kök rezorpsiyonu, dişte çatlak ve fraktür gelişimi, restorasyonlarında marjinal uyumsuzluk, koronal sızıntı ve fraktürler gibi pek çok kritik komplikasyonun gelişebilmesi nedeniyle günümüzde pulpa mümkün olduğunca vital olarak korunmaya çalışılmaktadır (Yıkılğan ve Bala, 2013).

Derin dentin çürüklü dişlerde doğru bir tedavi şekline karar verebilmek için pulpanın sağlığının veya enflamasyondan ne derece etkilendiğinin belirlenmesi gerekir. Ancak klinik bulgular ile pulpanın histolojik durumu arasındaki bağlantının zayıf olması nedeniyle klinik ve radyolojik bulgulara dayanarak tam ve doğru bir teşhis yapmanın mümkün olmayacağı belirtilmektedir (Bjørndal, 2008; Camp, 2008; Croll, Pascon, ve Langeland, 1987). Buna rağmen, anamnez ve ağrı hikâyesinin dikkatli bir şekilde alınmış olmasının yanı sıra klinik ve radyografik incelemelerin özenle yapılması ile teşhiste yanılma payının azaltılabileceğine dikkat çekilmektedir (Fuks, 2000).

2.6.1. Pulpa Kapaklama/Vital Pulpa Tedavileri

İndirekt pulpa kapaklama prosedürü 200 yıldan uzun bir süre önce konservatif pulpa tedavisi olarak kabul edilmiştir. Fauchard'ın 1746'da, çürük dişlerin konservatif olarak tedavisini desteklediğini bildirmiştir (Ripp, 1976). Çürüğün bir kısmının bırakılması gerektiğini söylemiş ve çürük tamamen temizlenirse, pulpa da açılma meydana gelebileceğini belirtmiştir.

Bu görüşlerin aksine, pulpa açılın veya açılmasın kavite tabanında hiç çürük dentin kalmaması gerektiğini vurgulayan Black'in (1915) görüşü ise uzun yıllar kabul görmüştür. 1920'lerde Hermann, ekspozite canlı pulpa Ca(OH)_2 ile kapaklandığında dentin köprüsü oluştuğunu gözleyerek pulpa tedavilerine yeni bir bakış açısı getirmiştir. Ancak, Black kurallarını savunan Rebel'in (1922) 'perfore olmuş pulpa yok olacak bir organdır' diyerek perfore olmuş pulpanın yeniden iyileşmesinin mümkün olmadığını belirttiği de görülmektedir. Böylece diş hekimliğinde söz sahibi olan Black ve Rebel'in etkisiyle, vital pulpa tedavilerinin Amerika ve Avrupa'da uygulanması uzun yıllar mümkün olmamıştır (Al-Zayer, Straffon, Feigal, ve Welch, 2003; Stanley, 1989).

Vital pulpa tedavileri hakkındaki bu olumsuz düşüncelere rağmen 1929'da Orban'ın, bağ dokusu içinde bulunan bazı savunma ve tamir hücrelerini diş pulpasında da gözlendiğini belirtmesinden sonra 1940 ve 1950'lerde vücudun diğer organları gibi pulpanın da olumsuz etiyolojik etkenler ortadan kaldırıldığında kendi kendine iyileşebileceği düşüncesi yaygınlaşmaya başlamıştır (Stanley, 1989).

Daha sonraki yıllarda, King ve ark. (1965) derin çürük lezyonlarında dentinin enfekte olduğunu savunmuşlardır (King, Crawford, ve Lindahl, 1965). Fusayama ve

ark. ise (1966) akut çürüklerde görülen renklenmenin bakterilerin istilasından daha önce meydana geldiğini dolayısıyla çürük lezyonun en derin kısmındaki yumuşak ve renkli dentinin enfekte olmadığını ve bu tabakanın korunması gerektiğini iddia etmişlerdir. Nitekim çalışmalarında çürük dentinin dış ve iç tabaka olmak üzere farklı iki tabakadan oluştuğunu ve bunun bazik fuksin ile boyanarak ayırt edilebileceğini de göstermişlerdir (Fusayama, Okuse, ve Hosoda, 1966).

Derin dentin çürüğü olan süt ve sürekli dişlerin tedavisinde; pulpanın vitalitesini ve fonksiyonunu devam ettirmek amacıyla günümüzde ‘vital pulpa tedavileri’ olarak da adlandırılan; indirekt pulpa kapaklaması ve direkt pulpa kapaklaması teknikleri uygulanmaktadır (Fuks, 2008). Bu tedavilerin amacı; abrazyon, çürük, travma ve iatrojenik nedenlerle hasar görmüş diş dokularının geleneksel yöntemler ile uzaklaştırılmasından sonra geride kalan sağlam dentin veya pulpa dokusunun biyolojik olarak uyumlu ve fizyolojik olayları devam ettirebilecek rejeneratif ajanlar ile örtülerek tersiyer dentin formasyonunun indüklenmesi, bu yolla pulpanın canlılığını ve fonksiyonlarını devam ettirmektir (Carrotte, 2005; Fuks, 2008; Tziafas, 2004).

Pulpa kapaklama tedavisinin başarısında; uygulanacak tedavi şekli ve kapaklama materyalinin özellikleri önem taşımaktadır. Pulpa kapaklama materyali iyi bir örtücülükle mikrosızıntıyı engellemelidir. Mikrosızıntı sonucu görülebilecek komplikasyonlar; postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpal inflamasyon, pulpal nekroz, periodontal hastalıklar ve zamanla endodontik tedaviye duyulan gereksinimdir (Murray, About, Franquin, Remusat, ve Smith, 2001).

Uygulanacak tedavi şeklinin seçiminde; çürük uzaklaştırıldıktan sonra kalan dentin kalınlığı ve kavitenin en derin noktasının pulpaya uzaklığı büyük önem

taşımaktadır. Kalan dentin kalınlığının fazlalığı odontoblastların hayatta kalma oranını arttırarak hücrel aktiviteleeri arttırır (Murray, Windsor, Smyth, Hafez, ve Cox, 2002; Orhan, Oz, ve Orhan, 2010).

Tedavi sonrası klinik ve radyografik olarak başarı kriterleeri şunlardır (Orhan ve ark., 2010);

- Spontan ağrının olmaması.
- Perküsyon ve palpasyonda ağrı olmaması.
- Fistül olmaması, yumuşak dokuda şişlik ve anormal mobilite gözlenmemesi.
- İnterradiküler ve periapikal bölgede radyolusensi olmaması, patolojik internal ve eksternal kök rezorpsiyonu olmaması.
- Genç hastalarda apeksogenesiz ile kök gelişimine olanak sağlaması.

2.6.1.1. İndirekt Pulpa Tedavisi

İndirekt pulpa tedavisi, çürüğün tamamen temizlenip pulpanın perfore olabileceği durumlarda derin çürüklü dişleerin canlılığının korunması ve devamı için gerçekleştirilen işlemler olarak tanımlanmaktadır (Dumsha ve Hovland, 1985). Çürük temizlemesi esnasında pulpal perforasyondan kaçınmak amacıyla bir kısım etkilenmiş demineralize dentin bırakılır ve bu dokunun üstü biyoyumlu bir kapaklama materyaliyle örtülür (Winters, Cameron, Widmer, 2013). Bu materyal; dentin köprüsü oluşumunu stimüle etmeli ve çürüğün ilerlemesini durdurmalıdır (Qureshi, Soujanya, ve Nandakumar, 2014).

İndirekt pulpa kapaklaması endikasyonları: (Cohenca, Paranjpe, ve Berg, 2013)

- Diş vital olmalıdır.
- Radyografik olarak herhangi bir patolojiye rastlanmamalıdır.
- Dişte spontan, uzun süreli ve şiddetli ağrı olmamalıdır, klinik olarak asemptomatik olmalıdır.
- Dişte geniş bir restorasyon ya da kron restorasyonu gerektirmemelidir.

İndirekt pulpa tedavisi tek aşamalı ve iki aşamalı olarak uygulanabilmektedir (Bjørndal, 2008).

2.6.1.1.1. Tek Aşamalı İndirekt Pulpa Tedavisi

Derin dentin çürüğünün temizlenmesi esnasında pulpanın açılmasını önlemek amacıyla bırakılan etkilenmiş demineralize dentin tabakası antibakteriyel bir siman ile örtülür ve diş sızdırmazlığı sağlayacak şekilde restore edildikten sonra etkilenmiş dentin tabakasının remineralize olması beklenir. Bu nedenle dişin tekrar açılıp temizlenmesine gerek görülmez. Ancak tek aşamalı uygulamada enfekte dentinin kaldırıldığından emin olmak için hekimin deneyimi önem kazanmaktadır (Alaçam, 2000; Dumsha ve Hovland, 1985).

2.6.1.1.2. İki Aşamalı İndirekt Pulpa Tedavisi

İki aşamalı indirekt pulpa tedavisi, kademeli çürük kaldırma yöntemi (stepwise excavation) olarak da adlandırılmaktadır (Bodecker, 1938). Bu yöntem derin çürüğe sahip sağlıklı dişlerde çürüğün tamamının kaldırılmasının pulpal perforasyona neden olabileceği dişlerde alternatif bir yaklaşım olarak ortaya çıkmıştır (Bjørndal, 2008).

İki aşamalı sistemde (stepwise tekniği); çürük dentin dokusu kaldırılır, pulpaya 1 mm kadar yakın alanda çürük dentin bırakılır. Böylece pulpal perforasyon riskinin önüne geçilmiş olur. Kapaklama materyali derin dentin yüzeyine uygulandıktan sonra kavite geçici restoratif materyalle kapatılır (Leksell, Ridell, Cvek, ve Mejare, 1996). Hastalar bir süre sonra (3-12 ay) tekrar çağırılarak ilk seasta bırakılan çürük doku tamamen temizlenerek daimi restorasyon yapılmaktadır. Bu teknik geleneksel çürük tedavisine kıyasla daha az pulpa perforasyonuna neden olmaktadır. İkinci aşamada çürüğün tamamının temizlenmesi esnasında pulpada perforasyon meydana gelmesi durumunda ise klinik semptom ve bulgular da değerlendirilerek farklı tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir. Bu tedavi seçeneğinde ikinci seans için beklenilmesinin sebebi tersiyer dentin oluşumunun ve kavitede bırakılan demineralize çürük dentinin remineralize olmasının sağlanabilmesidir (Bjørndal, 2008). Ancak bu yöntemde seanslar arasındaki bekleme süreleri araştırmacılar arasında oldukça farklılık göstermektedir. Bu sürelerin yaklaşık 3 hafta ile 1 yıl arasında değişkenlik gösterdiği gözlemlenmektedir (Bjørndal, 2008; Bjørndal ve ark., 2010; Hayashi, Fujitani, Yamaki, ve Momoi, 2011). En sık tercih edilen süreç ise 3 ile 6 ay aralıkla ikinci seansın yapılmasıdır (Hayashi ve ark., 2011).

İndirekt pulpa kapaklama tedavisinden beklenen yararlar şunlardır (Alaçam, 2000);

- Nötralizasyon: Çürük mikroflorasında azalma ile asidik, enfekte, yumuşamış dentinin sertleşmesi,
- İltihabın azalmasıyla pulpanın korunması, kan dolaşımının düzeltilmesi,
- Pulpa canlılığının devam ettirilmesi,

Çürüğün parsiyel temizlenmesi, tamamının temizlenmesine göre daha başarılı sonuçlar göstermiştir. Bundan dolayı çürüğün tamamen kaldırılmasına ihtiyaç duyulmamaktadır (Hilton, 2009). Ancak iki aşamalı sistemde geçici dolgunun ağızda unutulma ve zamanla mikrosızıntı yapma riski vardır. Bazı otoriteler tek aşamalı tedaviyi, iki aşamalı tedaviye tercih etmektedirler (Murray ve ark., 2001).

2.6.1.2. Direkt Pulpa Tedavisi

Direkt pulpa kapaklaması; pulpanın mekanik olarak perfore olduğu vakalarda dişin vitalitesinin korunması amacıyla perforasyon alanının kapaklama materyali ile örtülmesidir (Mathewson ve Primosch, 1995).

Bazı çalışmalar yaş, cinsiyet, diş, spontan ağrının varlığı, ekspoza alanın boyutu ve kanamanın tedavinin başarı oranına etkisini değerlendirmiştir. Bahsedilen faktörlerin tedavinin başarısı üzerinde önemli bir etkisi olmadığını, ancak kanama kontrolünün sağlanmasının pulpa dokularının iyileşmesini artırdığını bildirmiştir (Matsuo, Nakanishi, Shimizu, ve Ebisu, 1996). Ekspoz bölgesinde oluşacak kanamanın niteliği pulpanın durumu hakkında bilgi verir. Hafif kırmızı, sızıntı şeklinde ve pamuk peletlerle

durdurabilen kanamalar, direkt pulpa kapaklaması uygulamaları için idealdir. Koyu kırmızı, kontrol edilemeyen ve hatta nabızsal karakterdeki kanamalar pulpanın enfekte olduğunu gösterir (Alaçam, 2000). Kanama kontrolü sonrasında oluşan pıhtı, direkt pulpa kapaklama materyali ile pulpa dokusu arasında bir bariyer oluşturur. Pıhtı, doku yıkımına neden olan birçok organik materyal içermektedir. Bu nedenle, pıhtı oluşumunun engellenebilmesi için kanama kontrolü sırasında hemostatik bir ajan kullanımı tavsiye edilmektedir (Hargreaves ve ark., 2012). Bu ajanlara örnek olarak izotonik, sodyum hipoklorit (%0.12-%5.25), hidrojen peroksit, ferrik sülfat ve klorheksidin verilebilir (Hilton, 2009).

Perfore alana sodyum hipoklorit emdirilen pamuk pelet yerleştirildikten sonra 5-10 dk içinde kanama kontrolü sağlanmalıdır (Hargreaves ve Berman, 2015; Lee ve Bogen, 2001). Kanama kontrolü sağlandıktan sonra mikrosızıntıyı engelleyecek şekilde biyouyumlu kapaklama materyali yerleştirilir. Daimi restorasyon yapılarak tedavi bitirilir. Tedavinin amacı, dişin canlılığını devam ettirmektir. Tedavi sonrasında hassasiyet, ağrı, şişlik gibi postoperatif semptomlar olmamalıdır. Eksternal ve internal kök rezorpsyonları, furkasyon ve apikalde radyolusensi gözlenmemelidir. Tamir dentini oluşmasıyla pulpanın iyileşmesi beklenir (Winters, Cameron, Widmer, 2013).

Direkt pulpa kapaklamasında başarıyı etkileyen faktörler şunlardır (Alaçam, 2000);

Lokal Faktörler;

- Perforasyon büyüklüğü,
- Pulpaya uygulanan basınç,
- Dentinin kurutulması,

- Pulpa dokusu yüzeyinin tahribatı,
- Dentin parçacıklarının pulpa dokusu içine girmesi,
- Kanama miktarı ve pıhtı oluşumu,
- Perforasyon alanının konumu,
- Tükürük bulaşması,
- Marjinal sızıntı,

Sistemik Faktörler:

- Hormonal düzensizlikler,
- Beslenme bozuklukları,
- Sistemik hastalıklar,
- Pulpanın yaşı ve patolojik durumu,

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

2.7. Pulpa Kapaklama Materyalleri

Birçok klinisyen ve araştırmacı, tedavinin iyi bir şekilde sonuçlanması için kapaklama materyalleri üzerinde çalışmalar yürütmüş ve kapaklama materyalinin seçiminin anahtar unsur anahtar olduğunu söylemişlerdir (An, Gao, Ling, Wei, ve Xiao, 2012). Son zamanlarda, rejeneratif ve moleküler yaklaşımların ilerlemesi ile direkt ve indirekt pulpa kapaklama etkinliğinin, kullanılan biyomateryaller ve bunların biyolojik

özelliklerinden etkilenebileceği bilinmektedir (Rombouts, Jeanneau, ve Bakopoulou, 2016). Vital pulpa tedavisinde, materyalin biyouyumluluğu, inflamatuvar reaksiyon üzerindeki etkileri ve bakteriyel mikrosızıntıyı önleme kabiliyeti gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak birçok biyomateryal kullanılmaktadır. Materyalin başarısı, aynı zamanda pulpanın yaralanmaya yanıt verme kabiliyetine de bağlıdır (Jeanneau ve ark., 2017).

İdeal bir pulpa kapaklama materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (Qureshi ve ark., 2014) ;

- Reperatif dentin formasyonunu stimüle etmeli
- Pulpa canlılığının idamesini sağlamalı
- Sekonder çürükleri önlemek için flor salınımı yapmalı
- Bakterisidal veya bakteriyostatik olmalı
- Dentine tutunmalı
- Restoratif materyale tutunmalı
- Restorasyonun yapım aşamasında ve sonrasında oluşan kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı
- Steril olmalı
- Radyopak olmalı
- Bakteriyel sızıntıyı önlemeli

2.7.1. Kalsiyum Hidroksit ($Ca(OH)_2$)

Hermann (1928) tarafından diş hekimliğinde kullanıma sunulan $Ca(OH)_2$, etkili bir antimikrobiyal ajan olması ve mineralizasyonu uyarması nedeniyle uzun yıllardır

sıklıkla tercih edilmektedir (Sangwan, Sangwan, Duhan, ve Rohilla, 2013). Beyaz, kristal yapıda, çözüldüğü zaman kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrılan, yüksek alkali (pH=11) bir birleşiktir (Witherspoon, Small, ve Harris, 2006). Suda çözünürlüğü düşüktür ancak sıcaklık arttıkça çözünürlüğü artar. Alkolde çözünmez (Fava ve Saunders, 1999; Mohammadi ve Dummer, 2011). Dentin ve pulpanın korunmasında, endodontik tedavide irrigasyonda, dezenfeksiyonda, periapikal hastalıkların tedavisinde, kök kırıklarında, apeksifikasyon ve apeksogenezis tedavilerinde, intrakoronel beyazlatma tedavisinden sonra asidik ortamın alkali ortama çevrilmesinde uygulanır (Alaçam, 2000).

Ca(OH)_2 'in 25 C°'deki doymuş pH'sı yaklaşık 12,4 olup, 11,5 ile 12,4 arasında değişen pH'lardaki formlarına da rastlamak mümkündür. Mekanizması tam olarak açıklanamamakla birlikte, Ca(OH)_2 'in pulpa dokusu üzerinde yüksek pH'sından kaynaklanan bir kostik etki (kimyasal koterizasyon) yarattığı ve bu kostik etki sonucunda oluşan nekrozun dentin köprüsü yapımı için uyarıcı bir etki gösterdiği ileri sürülmektedir. Ca(OH)_2 'in dentin köprüsü oluşumunu stimule ettiği, ancak mineralizasyon sırasındaki kalsiyum iyonlarının kalsiyum hidroksitten değil, kan yolu ile bölgeye geldiği ileri sürülmüştür (Alaçam, 2000). Bu da Ca(OH)_2 'in mineralizasyon için bir esas kaynak olmadığı, daha çok bu oluşumu stimule eden bir aracı madde olduğu bildirilmektedir (Alaçam, 2000; Snuggs, Cox, Powell, ve White, 1993).

Ca(OH)_2 ' in içerdiği yüksek alkali pH; antibakteriyel özellik göstermesini sağlar (Witherspoon ve ark., 2006). Antibakteriyel özelliği sayesinde bölgede bakteri büyümesi engellenir. Ancak eski perforasyonlarda ve kronik iltihaplı derin bakteri invazyonu olan durumlarda kullanılmaz. Çünkü Ca(OH)_2 , yalnızca pulpa yüzeyindeki mikropları öldürebilmekte, derin nekrotik dokulara ulaşamamaktadır (Alaçam, 2000).

Ca(OH)₂' in bakteriyel lizisi indüklediği üç mekanizma vardır (Siqueira Jr ve Lopes, 1999):

- Hidroksil iyonları fosfolipidleri yok eder, böylece hücre zarı yok edilir;
- Yüksek alkalil özellik iyonik bağları parçalar, böylece bakteri proteinleri denatüre olur;
- Hidroksil iyonları, bakteriyel DNA ile reaksiyona girerek replikasyonu inhibe eder.

Bu yararlarının yanı sıra Ca(OH)₂' in birçok dezavantajı vardır. Dentine zayıf bağlanma gösterir (Witherspoon ve ark., 2006). Uygulandıktan 1-2 yıl sonra çözünebilir ve bozulabilir (Mohammadi ve Dummer, 2011). Ca(OH)₂; tükürük ve öjenolde çözünür. Bu durum başarısızlığa yol açar (Ranly ve Garcia-Godoy, 2000). Ca(OH)₂ pat üzerine asit uygulamasından sonra bozunmalar gözlenir (Qureshi ve ark., 2014). Ca(OH)₂' in oluşturduğu reperatif köprü formasyonu 'tünel defektlerle' karakterizedir. Bu defektler, histolojik olarak hücrelerdeki sitotoksiteyi ve apoptozisi gösterir. Tünel defektlerin oluşumu; sadece Ca(OH)₂ yerleştirilmesiyle ilgili değildir, pulpada meydana gelen herhangi bir travma perforasyona neden olur ve kan gölcükleri görünür. Tünel defektlerdeki bu kan gölcükleri nekrotik dokulara kalsiyum sağlar. Nekrotik tabakadaki kalsiyum iyonları 'distrofik kalsifikasyonu' sağlar. Ancak sert doku bariyer formasyonundan sonra Ca(OH)₂'in çözülmesiyle mikrosızıntı gözlenir. Bu durum mikroorganizmaların girişini sağlayarak kalsifiye köprü defektine neden olur (Hargreaves ve Berman, 2015; Hilton, 2009).

2.7.2. Çinkooksitojenol (ZOE)

Literatürde, Çinko oksit öjenol' ün pulpa dokusu ile doğrudan temasında kronik iltihaplanma, kalsifik bariyer oluşumunda eksiklik ve sonuçta nekroz oluştuğunu bulmuşlardır (Jha, Patil, Sevekar, Jogani, ve Shingare, 2011). ZOE indirekt pulpa kapaklamasında terapötik etki oluşturmak için sağlıklı dentin üzerine yerleştirilir ancak direkt nemli doku üzerine örneğin pulpanın üzerine uygulanırsa, doku sıvılarından su çekerek öjenol salınarak sitotoksik etki gösterir ve prognozu kötü etkileyebilmektedir (Gonzalez-Lara, Ruiz-Rodriguez, Pierdant-Perez, Garrocho-Rangel, ve Pozos-Guillen, 2016).

2.7.3. Hidroksiapatit

Sentetik kalsiyum fosfat seramikleri arasında termodinamik olarak en kararlı olan hidroksiapatit biyolojik olarak uyumludur ve süper doygunlukta çözeltisi nötrdür (pH:7,0) (Hayashi, Imai, Yanagiguchi, Vilorio, ve Ikeda, 1999). Mineral yapısı kemik ve diş oldukça benzeyen hidroksiapatitler diş sert dokularının yapısında da bulunmaktadır. Özellikleri arasında mükemmel biyolojik uyumluluğu önde gelmektedir. Bu sebeplerden dolayı direkt pulpa kapaklama materyali olarak kullanılabilir (Jaber, Mascres, ve Donohue, 1991).

2.7.4. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler

Pulpa iltihabını azaltma veya önleme düşüncesi ile Hidrokortizon, Kleosin, Kortizon, Ledermix, Penisilin, Neomisin ve Keflin gibi kortikosteroidler pulpa kapaklaması için kullanılmıştır. Gardner ve ark. , Vankomisin, Ca(OH)₂ ile kombinasyonu kullanımının tek başına kullanımına karşılık; daha etkili olduğunu ve daha düzenli dentin köprüsü oluşturduğunu bildirmişlerdir (Gardner, Mitchell, ve McDonald, 1971). Watts ve Paterson, bakteriyemi riski taşıyan hastalarda antienflamatuar bileşiklerin kullanılmaması gerektiği konusunda uyarılmışlardır (Watts ve Paterson, 1981).

2.7.5. Dentin Bonding Sistemler

Miyakoshi ve arkadaşlarına göre, 4-META-MMA-TBB adezivlerin ve hibridize edici dentin bonding ajanların, periferik sert dokulara üstün adezyon ve mikro sızıntıya karşı etkili sızdırmazlık sağlar. Ancak sitotoksik etkisi ve kalsifik köprü oluşumunun olmaması nedeniyle kötü sonuçlara sahiptirler (Miyakoshi, Inoue, ve Shimono, 1993). Üstün fiziksel ve mekanik özelliğe sahip olsa da çoğu rezin materyal, düşük yoğunlukta ışıkla polimerize edildiğinde ya da az ışınlandığında, monomerlerin yetersiz polimerizasyonu mekanik özellikler üzerinde olumsuz etki yapabilir ve rezinlerin sitotoksik etkilerini artırabilir (Hanks, Strawn, Watahai, ve Craig, 1991).

2.7.6. Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomerler; direkt pulpa üzerine uygulanmadığı takdirde mükemmel bakteriyel örtücülük ve biyouyumluluk gösterir. Flor salınımları vardır ve elastisite modülleri dentine benzerdir. Direkt pulpaya uygulandığında rezin modifiye cam iyonomerler; cam iyonomerlere göre daha toksiktir, köprü formasyonunda eksikliğe ve kronik inflamasyona neden olurlar (Qureshi ve ark., 2014).

2.7.7. Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman (CEM)

Kalsiyumdan Zenginleştirilmiş Siman, diş hekimliğinde 2006 yılında endodontik restoratif materyali olarak kullanılmaya başlanılmıştır. Bu biyomateryalin film kalınlığı, primer sertleşme zamanı ve akışkanlık gibi fiziksel özellikleri uygundur. Salin solusyonunda hidroksiapatit oluşumunu teşvik etme ve sert doku oluşumunu indüklemeye kabiliyeti vardır (Utneja, Nawal, Talwar, ve Verma, 2015).

CEM'in klinik olarak kullanımı MTA'ya benzemektedir. CEM, pulpa kapaklama ajanı veya furkasyon perforasyon onarımı alanlarında kullanıldığında MTA'ya benzer sonuçlar göstermiştir. CEM'in; MTA veya Portland simanından (PC) daha iyi antibakteriyel özelliğe sahip olduğu bulunmuştur (Utneja ve ark., 2015).

2.7.8. Büyüme Faktörleri

Araştırmacılar pulpanın açıldığı durumlarda kayıp hücrelerin yenilenmesinin dışarıdan yapay bir şekilde sağlanabileceğini düşünmüşlerdir. Bu amaçla sitokin ve büyüme faktörleri gibi molekülleri kullanarak yeni hücrelerin proliferasyonunu ve ekstrasellüler matriksin salgılanmasını ve bu şekilde de reperatif dentinin oluşumunu indüklemeyi amaçlamışlardır. Fakat büyüme faktörlerinin yarı ömürleri sınırlı olduğundan ve dokuları indüklemek için yüksek konsantrasyonlara ihtiyaç duyulduğundan, büyüme faktörünün direkt pulpaya uygulanması beklenen sonuçları vermemiştir (Hu, Zhang, Qian, ve Tatum, 1998).

2.7.9. BioAggregate

BioAggregate, 2007 yılında piyasaya sürülen biyouyumlu, kalsiyum-silikat-fosfat içerikli, seramik nano partiküllerden oluşan biyoseramik materyaldir (Deus ve ark., 2009). Beyaz bir kristal yapıya benzer ve tozu içerisinde hidroksiapatit, kalsiyum silikat, amorf silikon oksit, kalsiyum hidroksit, kalsiyum fosfat, tantal oksit ve doldurucu ajanlar bulunmaktadır (Hansen, Marshall, ve Sedgley, 2011; Park, Hong, Kim, Lee, & Shin, 2010). Beyaz MTA'dan en büyük farklılığı içeriğinde alüminyum olmaması ve radyoopasite sağlamak amacıyla bizmut oksit yerine tantal oksit kullanılmasıdır (Leal ve ark., 2011). Önerilen kullanım alanları; direkt pulpa kapaklaması, kök perforasyonlarının tamiri, retrograd kanal dolgusu, apeksifikasyon, internal kök rezorbsiyonlarının tamiri ve şeklindedir (Park ve ark., 2010).

Karıştırıldıktan sonraki çalışma süresi 5 dakikadır ve 5 dk sonra dehidrate olarak sertleşmeye başlar. Çalışma süresinin uzadığı durumlarda 1-2 damla likit ilave edilerek patın kıvamı ayarlanabilir ve materyalin sertleşme süresi ise 4-72 saattir (Leal ve ark., 2011). BioAggregate sertleşme reaksiyonu sırasında doku sıvıları ile temas ettiğinde yapısındaki kalsiyum ve fosfat iyonları nedeniyle hidroksiapatit benzeri çökeltiler oluşturmakta ve sertleşme sona erdikten sonra rezorbe olmayan hidroksiapatit bazlı biyoseramiklere benzer özellikler sergilemektedir (Mukhtar-Fayyad, 2011).

BioAggregate tatmin edici biyouyumluluk, antimikrobiyal aktiviteye ve sızdırmazlık kabiliyetine sahiptir. Ayrıca BioAggregate, osteoblast hücrelerinde ve insan periodontal ligament fibroblastlarında osteoblast ile ilişkili genlerin ekspresyonunu arttırarak osteokondüktif özellik göstermektedir (Zhang, Zhu, ve Peng, 2015).

2.7.10. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Mineral trioksit agregat (MTA) ilk olarak Torabinejad ve ark. tarafından 1993 yılında tanıtılmıştır (Torabinejad, Watson, ve Ford, 1993). Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi (FDA) tarafından 1998 yılında onaylandıktan sonra deneysel ve klinik olarak geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur (Schwartz, Mauger, Clement, ve Walker III, 1999).

MTA, Portland simanının içeriğinde hafif bir değişiklik yapılarak üretilmiştir. MTA; trikalsiyum oksit, trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, silikat oksit ve diğer mineral oksitlerden oluşan hidrofilik toz karışımıdır (Torabinejad ve ark., 1993). MTA

tozu ağırlık olarak, %20 bizmut oksit, %5 jips ve az miktarda sodyum sülfat (Na_2SO_4), silisyum oksit (SiO_2), kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), potasyum oksit (K_2SO_4) içerir. Piyasada gri MTA ve beyaz MTA olarak 2 formda bulunur. Gri renkli MTA üstteki dokuları boyamaya eğilimli olduğu için beyaz MTA piyasaya sürülerek estetik olarak geliştirilmiş oldu (Parirokh ve Torabinejad, 2010b). Renklenme sorunu nedeniyle materyalin içinden tetra kalsiyum alumino ferrit çıkartılmış ve beyaz MTA elde edilmiştir. Araştırmacılar yaptıkları incelemelerde gri MTA'nın daha fazla oranda alüminyum oksit, magnezyum oksit ve demir oksit içerdiğini bulmuşlar ve SEM incelemelerinde gri MTA'daki mineral kristalleri boyutlarının beyaz MTA'dakinden daha büyük olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu özellik araştırmacıları, beyaz MTA karışımının daha pürüzsüz olduğu ve klinik olarak daha kolay uygulanabildiği sonucuna ulaştırmıştır (Rao, Rao, ve Shenoy, 2009). Beyaz MTA'nın gelişmesiyle, özellikle pulpa kapaklamalarında ve suprakrestal kök perforasyonlarında MTA'nın renklenme problemi çözülmüş oldu (Parirokh ve Torabinejad, 2010b). Gri MTA, beyaz MTA ve Portland simanı arasındaki temel fark bizmut oksit ve potasyumun yokluğudur. Gri MTA temel olarak dikalsiyum ve trikalsiyum silikat ve bizmut oksitten oluşurken, beyaz MTA temel olarak trikalsiyum silikat ve bizmut oksitten oluşur (Gomes-Filho ve ark., 2008).

Materyalin kullanım kılavuzunda ve ürünü geliştiren araştırmacıların klinik uygulamalarına yönelik makalelerinde, uygulama teknikleri ayrıntılı şekilde anlatılmıştır. Buna göre; materyalin kullanımdan hemen önce hazırlanması ve tozun nemden uzak tutulması önerilmektedir. Toz, 3:1 oranında steril su ile cam veya kağıt üzerinde, plastik veya metal spatulalar yardımıyla karıştırılabilir. Uygulama sırasında materyal karışımının kuruduğu gözlenirse, uygun kıvam elde etmek amacı ile karışıma yeniden su ilavesi yapılabilir (Torabinejad ve Chivian, 1999).

MTA'nın karıştırma süresi çok önemlidir. MTA'nın karıştırma süresi uzarsa, karışımın dehidrasyonuna neden olur (Rao ve ark., 2009). Sluyk ve ark. çalışmalarında karıştırma süresinin 4 dakikadan az olması gerektiğini bildirmişlerdir (Sluyk, Moon, ve Hartwell, 1998).

MTA'nın sertleşmesi diğer materyallere kıyasla daha uzun sürer. Sertleşmesi için gereken kesin süre çalışmalar arasında farklılık gösterir (Rao ve ark., 2009). Torabinejad ve ark. (Torabinejad, Hong, McDonald, ve Ford, 1995) yaptığı çalışmaya göre gri MTA'nın sertleşme süresi yaklaşık 2 saat 45 dakika (+5 dakika) iken, İslam ve ark. (Islam, Chng, ve Yap, 2006) gri MTA için 2 saat 55 dakika ve beyaz MTA için 2 saat 20 dakika olarak bildirmiştir. MTA'nın uzamış sertleşme süresi ana dezavantajlarından biridir. Birçok araştırmacı tarafından, sodyum fosfat dibazik ($\text{Na}_2\text{HP0}_4$) ve kalsiyum klorür (CaCl_2) gibi hızlandırıcıların dâhil edilmesinin sertleşme süresini azaltabileceği ileri sürülmektedir (Islam ve ark., 2006).

MTA'nın hidrofilik olması, nemin ayarlanmasını gerektirir ve tamamen kuru olması sadece gereksiz değil aynı zamanda kontrendikedir (Rao ve ark., 2009). Sertleşme sırasında nemin varlığı sertleşmiş simanın eğilme dayanımını artırır. Bu nedenle, ilk ziyarette MTA üzerine ıslak pamuklu bir pelet yerleştirilmesi ve ardından ikinci ziyarette kalıcı bir restorasyonun değiştirilmesi önerilir (Walker, Diliberto, ve Lee, 2006). MTA'nın sertleşmesi için nem gerekli olsa da, aşırı nem 'çorba' gibi bir karışımla sonuçlanır ve kullanımı zor olur (Naik ve Hegde, 2005; Schwartz ve ark., 1999). Toz/likit oranına, partikül büyüklüğüne, ortamdaki nem varlığına, uygulama sahasının ısisına, ve karışımın içinde kalan hava kabarcıklarına bağlı olarak sertleşme süresi değişebilmektedir (Torabinejad ve White, 1998).

MTA'nın kimyasal yapısına bizmut oksit eklenerek materyale radyopak özellik kazandırılmıştır (Lee ve Bogen, 2001; Schwartz ve ark., 1999). MTA'nın ortalama radyoapasitesi 7,17 mm alüminyum kalınlığına eş değer bulunmuş ve bu değer radyografik olarak kolayca görülebilmesi için yeterli olduğu belirtilmiştir (Torabinejad, Hong, ve ark., 1995). Çeşitli materyallerin radyoapasitelerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; MTA, amalgam ve çinko oksit ojenol siman'dan daha az radyopak; guta perka, Super-EBA'dan ve dentinden daha fazla radyopak bulunmuştur (Torabinejad, Hong, ve ark., 1995).

MTA'nın pH'ı karıştırıldıktan sonra 10,2 civarındadır ve bu rakam sertleştikten 3 saat sonra 12'ye yükselir (Torabinejad, Hong, ve ark., 1995). İçeriğindeki Ca(OH)_2 'ten salınan kalsiyum iyonları sayesinde yüksek pH'sını uzun süre korur. Bu değer yaklaşık olarak Ca(OH)_2 ile aynı olup, materyallerin birbirlerine yakın alkali pH değerlerine sahip olmasının her iki materyalin de sert doku yapımını teşvik etme özelliğini artırdığını düşündürmektedir. Ayrıca bu alkali pH materyallere antimikrobiyal özellikler kazandırmaktadır (Schwartz ve ark., 1999; Torabinejad, Hong, ve ark., 1995).

MTA'nın çözünürlüğünün oldukça az olduğu veya hiç çözünürlük göstermediği yapılan çalışmalarda gözlenmiştir. Yüksek toz/su oranının MTA'nın porözitesini ve çözünürlüğünü arttırdığı belirtilmiştir. Ayrıca MTA'ya eklenen bizmut oksitin de MTA'nın çözünürlüğünü azalttığı bildirilmiştir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a).

MTA'nın mikro sertliği, ortamın pH değeri, materyalin kalınlığı, kondenzasyon basıncı, karıştırılırken tutulan hava miktarı, nem, materyalin asitle pürüzlendirilmesi ve sıcaklık gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Mevcut veriler, daha az nem, düşük pH değerleri, asidik ortam ve daha fazla kondenzasyon

basıncının MTA mikro sertliğini olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Hidrasyon fazındaki MTA'nın iğne benzeri ve baskın kübik kristallerden oluştuğunu ve asitleme ile bu kristaller ortamdaki yok olmaktadır. Asidik ortamın mikrosertliği olumsuz etkilemesi bu olayla ilişkilendirilir (Lee ve ark., 2004).

Bir materyalin adaptasyon ve sızdırmazlığının iyi olması aranan en önemli özelliklerden biridir. Bu özellik, özellikle kök ucu dolgusu, perforasyon onarımı, pulpa kapaklaması veya pulpotomi prosedürleri için çok önemlidir. MTA, sertleşme esnasında genişlediği için mükemmel sızdırmazlık özelliği gösterir (Rao ve ark., 2009). Torabinejad ve ark. yaptığı çalışmada MTA sızdırmazlık özelliğinin amalgam, Super EBA ve IRM'den üstün olduğunu göstermiştir (Torabinejad, Smith, Kettering, ve Ford, 1995). MTA'nın ayrıca bakterilerin arayüze girmesine izin vermeyerek bakteriyel sızıntı testinde üstün olduğunu kanıtlamıştır. İyi bir sızdırmazlık sağlamak için yaklaşık 4 mm'lik MTA kalınlığı yeterlidir (Rao ve ark., 2009).

İnsanlarda veya hayvanlarda kullanıldığı tespit edilen herhangi bir materyal, biyolojik dokular ve işlevi üzerinde toksik veya zarar verici etkileri olmadan biyoyumlu olmalıdır (Rao ve ark., 2009). MTA'nın biyoyumluluğu üzerine yapılan çalışma sonuçları, MTA'nın Süper EBA, IRM ve amalgamdan daha biyoyumlu olduğunu göstermiştir (Torabinejad ve Parirokh, 2010). MTA'nın yüksek kalsiyum salması ve alkali ortam oluşturması; biyoyumlu olması ve biyoakvitesiyle ilişkilendirilir. MTA'nın biyoyumluluğu; fosfat içerikli solüsyonla teması sonucunda yüzeyde amorf kalsiyum fosfat ve karbonat apatit gözlenmesiyle sağlanır. MTA'dan salınan bu kalsiyum iyonları, fosfatazlarla etkileşir. Bunun sonucunda materyal yüzeyinde kalsiyum fosfat kristal yapılar meydana gelir (Hinata ve ark., 2017).

Doğrudan temasta yumuşak dokularda minimal veya hiç inflamatuvar reaksiyon üretmezler ve doku yenilenmesini indükleyebilirler (Rao ve ark., 2009).

MTA'daki trikalsiyum oksit, içeriğindeki kalsiyum hidroksitten salınır ve sert doku formasyonu kalsiyum hidroksit ile benzerdir. Fakat dentin köprüsü oluşumu MTA' da daha hızlıdır ve dentin köprüsünün yapısal bütünlüğü daha iyidir (Alaçam, 2000). Dentin köprü kalınlığı kalsiyum hidroksitten daha fazladır ve daha sıkı odontoblastik tabaka formasyonu oluşturur. Ayrıca MTA'da; kalsiyum hidroksite göre daha az inflamasyon, hiperemi, nekroz gözlenir (Rao ve ark., 2009).

İyi bir sızdırmazlık sağlayarak ve mikro sızıntıyı önleyerek, özellikle *E. faecalis* ve *S. sanguis*'e karşı bir antibakteriyel ajan olarak ilan edilebilir (Al-Hezaimi ve ark., 2006). Ancak Torabinejad ve ark. , MTA'nın anaeroblara karşı antimikrobiyal aktivite göstermediğini, ancak *S.mitis*, *S.mutans*, *S.salivarius*, *Lactobacillus* ve *S.epidermidis* gibi fakültatif bakteriler üzerinde bazı etkileri olduğunu bildirmiştir (Torabinejad, Hong, Ford, ve Kettering, 1995).

MTA'nın tamamen sertleşmesi ortalama üç ile dört saat sürer. Bir kez sertleştiğinde, IRM ve Süper EBA'ya eşit, ancak amalgamdan daha az basınç dayanımına sahip olduğu gösterilmiştir (Rao ve ark., 2009). Kullanılan MTA'nın tipi, materyal ile karıştırılan sıvı, kondenzasyon basıncı, karıştırma sıvısının pH değeri ve MTA'nın saklanma koşulları gibi durumlar MTA'nın basınç dayanımını etkileyebilir (Parirokh ve Torabinejad, 2010a). Son zamanlarda yapılan bir araştırmada, beyaz MTA fosforik asitle (% 37) aşındırıldığında önemli ölçüde daha düşük basınç dayanımı bildirildi. Araştırmacılar, MTA'nın yerleştirilmesinden sonra asitle aşındırılıp kompozit

ile restore edilebilmesinin en az 96 saat ertelenmesini önerdiler (Kayahan ve ark., 2009).

Bir çalışmada %2'lik klorheksidin, %5.25'lik sodyum hipoklorit kullanılarak, MTA'nın dentine bağlanma dayanımına etkisi araştırılmış ve çalışmanın sonuçlarına göre, MTA'nın dentine bağlanma kuvvetinin önemli ölçüde azaldığı görülmüştür (Yan, Peng, Fan, Fan, ve Bian, 2006). Tunç ve ark. yaptığı çalışmada 2 farklı bonding sisteminin MTA'ya bağlanma dayanımına etkisi araştırılmış, sonuç olarak total etch sisteminin self etch sisteminden daha üstün olduğu gösterilmiştir (Tunç ve ark., 2008).

MTA'nın biyouyumlu olması nedeniyle, birçok araştırmacı tarafından geri dönüşümlü pulpitisli dişlerde pulpa kapaklama materyali olarak kullanımı önerilmiştir (Parirokh ve Torabinejad, 2010b). Ayrıca Ca(OH)_2 ile karşılaştırıldığında MTA'nın oluşturduğu dentin köprüsü daha kalın, daha az poröz yapıda ve daha hızlı oluştuğu, daha nadir pulpa nekrozuna sebep olduğu ve bu nekrozunda uzun dönemde meydana geldiği bildirilmektedir (Cohenca ve ark., 2013).

Üstün biyolojik özelliklere sahip olan MTA'nın maliyetinin yüksek olması, uzun sürede sertleşmesi, zor uygulanması ve renklenmeye neden olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Makkar ve ark., 2015). Ayrıca materyalin henüz herhangi bir çözücüsünün olmaması, uygulandıktan ve sertleştikten sonra uzaklaştırılmasının zor olması, rezin restorasyonların bağlantı kuvvetini artırmak için uygulanan asitleme işleminin MTA'nın bağlanma kuvvetini düşürmesi MTA'ya alternatif materyal arayışlarının sürmesine neden olmuştur (Macwan ve Deshpande, 2014).

MTA'nın kullanım alanları (Rao ve ark., 2009);

- Kök-kanal dolgularında,
- Pulpatomide,
- Kanal obturasyonlarında,
- Direkt pulpa kapaklamasında,
- Kök veya furkasyon perforasyonlarının tamirinde,
- Apeksogenezisde,
- Nekrotik pulpalı dişlerin apeksifikasyonunda,
- Horizontal/vertikal kök fraktürlerinin tamirinde,
- Beyazlatmadan önce koronal kapamayı sağlamak amacıyla,
- İnternal ve eksternal rezorpsiyonlarının tedavisinde kullanılır.

2.7.11. Biodentin

Biodentin, “biyoaktif dentin eşdeğeri” olarak piyasaya sürülen ve pulpa kapaklamasında kullanılan, hızlı sertleşen trikalsiyum silikat içerikli bir simandır (Bogen ve Chandler, 2010). Biodentin toz kısmında ana bileşen olarak trikalsiyum silikat, dolgu maddesi olarak kalsiyum karbonat, radyoopasite sağlayıcı zirkonyum oksit, eser miktarlarda demir oksit, dikalsiyum silikat, kalsiyum oksit; likit kısmında sertleşme süresini azaltan kalsiyum klorür ve suda çözülebilen bir polimerden oluşan toz-likit sistemidir (Camilleri, Sorrentino, ve Damidot, 2013).

Üretici firma, ham maddenin saflığını kontrol edebilmek için ‘Aktif Biyosilikat Teknolojisi’ ismini verdiği bir teknoloji kullanmıştır. Doğal trikalsiyum silikatın sentetik olarak saf bir şekilde üretilmesi, ham maddenin kimyasal bileşiminde veya

sertleşme sırasında oluşabilecek mineral içeriği değişimini ortadan kaldırdığı için avantajlı olduğu öne sürülmektedir. Saf sentetik trikalsiyum silikat kullanıldığından dolayı Biodentin, dentine benzer mekanik özellikler göstermekte ve MTA'ya göre daha üstün fiziksel özellikler sergilemektedir (Camilleri ve ark., 2013).

Biodentin kapsül içindeki tozdan ve pipet içerisindeki likitinden oluşur. Likitin kapağı açılarak kapsül içerisine 5 damla damlatılır ve kapsül amalgamatöre yerleştirilir. Toz ve likit 30 sn boyunca amalgamatörde karıştırılır (Camilleri ve ark., 2013). Materyalin toz ve likit kısmı karıştırıldıktan sonra ilk olarak jel formunu almakta zamanla iyonik değişikliklere bağlı olarak sertleşme reaksiyonu gerçekleşmektedir (Rajasekharan, Martens, Cauwels, ve Anthonappa, 2018). Biodentin'in özelliklerini geliştirmek amacıyla MTA'dan farklı olarak yapısına kalsiyum karbonat, kalsiyum klorid ve suda çözünebilir polimerler ilave edilmiştir. İlave edilen bu ürünler Biodentin'in sertleşme zamanını diğer trikalsiyum silikat içerikli materyallere kıyasla belirgin olarak azalttığı belirtilmektedir. Üretici firma Biodentin'in sertleşme zamanının 12 dakika olup final restorasyonunun aynı seansta tamamlanabileceği belirtilmektedir (Rajasekharan ve ark., 2018). Güçlü bir şekilde silikatların hidrasyonunu hızlandıran ve daha hızlı kristalizasyon sağlanmasına öncülük eden kalsiyum kloridin simandaki gözenekler içerisine penetrasyonu, kalsiyum kloridin sertleşme zamanını kısaltmasındaki rolünü açıklayabilir (Dawood ve ark., 2015). Kalsiyum karbonat ise etrafında reaksiyon oluşumunu sağlayan bir çekirdeklenme yeri olarak görev yapmasıyla; hidrasyonun artırılması, daha yoğun bir mikroyapı üretilmesi ve simanın sertleşme zamanının azaltılmasını sağlamaktadır (Camilleri ve ark., 2013).

Kıvam olarak Biodentin fosfat simana benzemektedir. Materyal herhangi bir hazırlık işlemi yapılmadan dentin yerine geçen bir kütle şeklinde direkt olarak restoratif

kaviteye uygulanabilmektedir. Doku sıvıları ile temasta kalsiyum silikat jel ve kalsiyum hidroksit oluşmaktadır. Kalsiyum silikatın fosfat iyonlarıyla teması hidroksiapatit benzeri yapı oluşturmaktadır. Bu yapı dentin tübüllerine hibrit bir tabaka gibi uzanmakta ve sızdırmazlık sağlamaktadır. $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ise, sınırlı bir inflamasyon oluşturarak; MTA'ya benzer reaksiyon oluşmaktadır. Ayrıca yapısında bulunan kalsiyum karbonat mineralizasyonu hızlandırmaktadır (Nowicka ve ark., 2013).

Biodentin benzeri ürünlerin vital pulpa tedavilerinde geniş bir kullanım alanına sahip olduğu göz önüne alındığında, simanın çiğneme kuvvetlerine karşı koyma kapasitesine, diğer bir deyişle yeterli bir basınç dayanımına sahip olması şarttır (Kayahan ve ark., 2013). Biodentin'in basınç dayanımının diğer trikalsiyum silikat içerikli materyallerden yüksek olduğu belirtilmektedir (Grech, Mallia, ve Camilleri, 2013). Biodentin'in daha yüksek basınç dayanımı göstermesi likit kısmında yer alan suda çözülebilen polimer tarafından sağlanan düşük su/siman oranına bağlanmaktadır (Rajasekharan, Martens, Cauwels, ve Verbeeck, 2014).

Endodontik tamir veya retrograd restorasyon materyalleri genel olarak düşük kalınlıklarda uygulandıklarından ve bu materyallerin kolayca çevre dokulardan ayırt edilmesi gerektiğinden radyopasite bu materyallerde olması gereken önemli özelliklerden biridir. Radyoopasite sağlayıcı olarak bizmut oksitin kullanıldığı diğer materyallerin aksine Biodentin'de; zirkonyum oksit kullanılmıştır. Üretici firmanın radyoopasite sağlamak amacıyla zirkonyum oksiti tercih etmesinin nedeni, zirkonyum oksitin biyoyumlu, uygun mekanik özellikler ve korozyon direncine sahip bir materyal olduğunu gösteren çalışma sonuçlarına bağlanabilir (Piconi ve Maccauro, 1999).

Biodentin pH=12 gibi yüksek pH'a sahip olduğundan antifungal ve antibakteriyel etkinlik göstermektedir (Kaur, Singh, Dhillon, Batra, ve Saini, 2017). Yüksek alkalinitesi sebebiyle mikroorganizmaların büyümesini inhibe etmekte ve dentin dezenfeksiyonuna sağlamaktadır (Kaur ve ark., 2017). Yapılan çalışmalarda *E. faecalis*, *S. mutans*, *E. coli* ve *C. albicans*'a karşı etkili olduğu gösterilmiştir (Bhavana ve ark., 2015).

Biodentin'in alkali etkisinin alttaki dentin dokusunda bulunan kollajen yapıda bozulmalara sebep olduğu ve bu durumun difüzyona imkân sağlayan gözeneklerin oluşumuna neden olarak yüksek konsantrasyonlarda kalsiyum, hidroksil ve karbonat iyonlarının geçişine izin vererek mineralizasyona katkı sağladığı da belirtilmektedir (Hashem ve ark., 2015).

Laurent ve ark.'ın Biodentin'in biyouyumluluğu ile ilgili yaptığı çalışmalarda, konsantrasyona bağlı olmaksızın Biodentin'in pulpa fibroblastları için sitotoksik ya da genotoksik olmadığını; kaide materyali veya pulpa kapaklama ajanı olarak kullanıldığında, bu hücrelerin fonksiyonunda modifikasyona neden olmadığını bildirmişlerdir (Laurent, Camps, De Méo, Déjou, ve About, 2008).

Biodentin, tamir dentini oluşturmak için pulpa hücrelerini stimüle eden biyoaktif özelliğe sahip bir materyaldir. Kalsiyum silikat içerikli materyaller kalsiyum bileşikleri açısından zengindir ve kalsiyum salınımındaki artış sert doku formasyonunu arttırmaktadır (Matsumoto ve ark., 2013). Han ve Okiji Biodentin'nin kalsiyum iyon salınım miktarının MTA'dan daha fazla olduğunu ve kök kanal dentininin daha derin tabakalarına kalsiyumun geçtiğini bildirmişlerdir (Han ve Okiji, 2011).

Valles ve ark.; Biodentin'nin oksijenden ve ışıktan bağımsız olarak renk stabilitesini koruduğunu ve bu nedenle estetik açıdan önemli bölgelerde ışıkla sertleşen materyallerin altında kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Vallés, Mercadé, Duran-Sindreu, Bourdelande, ve Roig, 2013). Biodentin'nin sızdırmazlık özelliğinin değerlendirildiği çalışmalarda, rezin modifiye cam iyonomer siman ve MTA ile benzer olduğu ifade edilmiştir (Dejou, Raskin, ve Colombani, 2005). Biodentin'nin iyi sızdırmazlık özelliğine sahip olması, apatit kristallerine benzer kristallerin oluşmasına bağlanmaktadır (Dejou ve ark., 2005).

Uygun fiziksel özellikleri, sertleşme zamanının kısa olması, uygulama kolaylığı, kısa sertleşme süresi, biyomineralizasyon potansiyeli, biyoaktivitesi, sızdırmazlık yeteneği ve MTA göre ekonomik olarak daha uygun olması nedeniyle Biodentin'nin MTA'ya iyi bir alternatif olduğu bildirilmektedir (Dawood ve ark., 2017).

Biodentin kullanım alanları;

- Vital pulpa kapaklama prosedürleri,
- Dentin ve sementum onarımını içeren endodontik uygulamalar
- Pulpa rejenerasyonunu içeren uygulamalarda kullanılmaktadır (Rajasekharan ve ark., 2014).

Derin rk lezyonları, indirekt pulpa kapaklama, direkt pulpa kapaklama ve eksternal kök rezorpsiyonu gibi durumlarda Biodentin kullanılarak başarılı tedavi sonuçları elde edilmiştir (Rajasekharan ve ark., 2014).

2.7.12. *Rezin İçerikli Tricasilikat (TheraCal LC)*

Rezin modifiye kalsiyum silikat içerikli materyal olan TheraCal; ışıkla polimerize olan, radyopak, apatit benzeri oluşumları ve dentin koprusu oluşumunu stimüle ederek pulpa kapaklamasında kullanılmaktadır (Gandolfi, Siboni, ve Prati, 2012).

Yaklaşık olarak ağırlığının %45'i tip III Portland simanı, %5'i hidrofilik yoğunlaştırıcı ajan olan fume silika, %10'u radyopak bileşen ve %45'i rezinden oluşmaktadır (Suh, Yin, Cannon, ve Martin, 2008). Rezin içeriğinin; üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi hidrofobik bileşenlerden ve hidroksietil metakrilat (HEMA) ve polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA) gibi hidrofilik bileşenlerden meydana geldiği belirtilmiştir (Suh ve ark., 2008).

Kullanıma hazır şırınga şeklinde olan TheraCal LC retici firma tarafında, herhangi bir ön işlem uygulamadan kaviteye ortalama 1 mm kalınlığında uygulanıp, 20 sn boyunca ışıkla polimerize edilmesini önermektedir (Gandolfi ve ark., 2012). Bununla birlikte kalınlık olarak en fazla 1,7 mm olarak kullanıldığı takdirde ışınlama sonrası oznme riskinin en aza indiği belirtilmektedir (Gandolfi ve ark., 2012). TheraCal LC kirli beyaz renktedir ve final restorasyonunun rengini etkileyen kompozit materyaller kullanıldığında ince tabaka halinde kullanılmalıdır (Arandi ve Rabi, 2018).

TheraCal LC'nin hidrasyonla sertleşen hidrolik silikat materyal olduğu iddia edilmektedir. Hidrasyon, hidrofilik simanın sertleşmesini sağlayan kimyasal reaksiyondur. Sertleşme, materyalin ve suyun temasıyla başlar. TheraCal LC, materyal

hidrasyonu için su içermez. Ortamdan alınan suya ve materyal içindeki difüzyonuna bağlıdır. Bu nedenle, üretici talimatları materyalin nemli dentin üzerine yerleştirilmesi gerektiğini söyler (Arandi ve Rabi, 2018).

TheraCal LC'nin sert doku stimülasyonuna yardımcı olan başlangıç yüksek alkaliniteye (3 saat-3 gün arasında pH=10-11) sahip olup, bir haftadan sonra fizyolojik pH'ya yakın çevresel pH (pH=8-8,5) oluşturmaktadır (Gandolfi ve ark., 2012). TheraCal'in fizyolojik pH'ya ulaştıktan 7-14 gün sonra hidroksil iyon salınımının azalması, reperatif tersiyer dentin formasyonu ile metabolik aktivite ve pulpa hücre yaşamı için uygun bir ortam oluşturmaktadır (Gandolfi ve ark., 2012).

TheraCal LC kalsiyum salınım özelliği gösteren materyaldir. Kalsiyum iyonları insan dişi pulpa hücrelerinin çoğalmasında, farklılaşmasında ve yeni mineralize sert doku oluşumunda önemli bir rol oynar. TheraCal LC'den salınan kalsiyum iyonlarının miktarı, diş pulpa ve odontoblastlar için potansiyel uyarıcı konsantrasyon aralığındaydı (Arandi & Rabi, 2018). Gandolfi ve ark., TheraCal LC'nin test edilen süre boyunca (28 gün) Dycal'dan önemli ölçüde daha fazla kalsiyum salgıladığı bulunmuştur (Gandolfi ve ark., 2012). Yamamoto ve ark.'nın yaptığı bir çalışma; TheraCal LC'nin sertleşmeden sonra Ca(OH)₂ oluşturmadığını, ancak kalsiyum iyonlarını serbest bıraktığını ve yüzeyinde kalsiyum apatit ürettiğini göstermiştir (Yamamoto, Han, Noiri, ve Okiji, 2017).

TheraCal'ın antibakteriyel etkinliğinin değerlendirildiği bir çalışmada, *S. mutans* üzerine etkili olduğu ancak *St. salivarius* ve *S. sanguis* karşı oldukça düşük antimikrobiyal etki gösterdiği bulunmuştur (Poggio ve ark., 2014). Ayrıca biyoyumluluğunun Biodentin ve MTA'dan daha düşük olduğu görülmüştür (Poggio ve

ark., 2014). TheraCal'in düşük biyouyumluluğa sahip olmasında materyal içindeki akrilik monomerlerin rol oynayabileceği rapor edilmektedir (Lee ve ark., 2015).

TheraCal LC nispeten yeni geliştirilen bir materyal olmasından dolayı konuyla ilgili yapılmış çalışmalar kısıtlıdır. Materyalin, ProRoot MTA ve Ca(OH)₂ kaide ile karşılaştırıldığı in-vitro bir çalışmada, çözünürlüğünün diğer iki materyalden daha düşük olduğu bildirilmiştir (Gandolfi ve ark., 2012).

TheraCal LC radyopak bir materyaldir. Gandolfi ve ark., TheraCal, ProRoot MTA ve Dycal'ın çeşitli kimyasal ve fiziksel özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; test edilen materyaller arasında en yüksek radyoopasiteyi ProRoot MTA'nın gösterdiği, Dycal ve TheraCal'in ise zayıf radyoopasite sergilediği belirtmiştir (Gandolfi ve ark., 2012).

TheraCal LC'nin bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde ise bağlanma dayanımının Biodentin'den fazla olduğu kompozit ve cam iyonomer simandan düşük olduğu gözlenmiştir (Meraji ve Camilleri, 2017). Cantekin ise, MTA ve TheraCal'in metakrilat bazlı kompozit, siloran bazlı kompozit ve geleneksel cam iyonomer simanla olan makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdığı çalışmasında, metakrilat bazlı kompozit ile kullanıldığında TheraCal'in klinik olarak kabul edilebilir ve MTA'ya kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmiştir (Cantekin, 2015).

Rezin esaslı bir materyal olan TheraCal'ın, asitleme ve bonding işlemleri gerektiren mikromekanik bağlanmaya ihtiyaç duyması, polimerizasyon büzülmesine uğraması sonucu bağlanmada başarısızlık gözlenebilmesi ve yapısındaki rezin

monomerler nedeniyle bazı bireylerde alerjik reaksiyonlara neden olabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Dawood ve ark., 2017).

TheraCal'in kullanım alanları (Camilleri ve ark., 2014; Cannon, Gerodias, Vieira, Percinoto, ve Jurado, 2014)

- Pulpanın açılmasına sebep olan çürük, travma ve mekanik işlemler sonucu direkt pulpa kapaklamasında,
- İndirekt pulpa kapaklamasında,
- Geniş preparasyonlarda, amalgam ve kompozit gibi restorasyonların altında kaide olarak kullanılmaktadır.

2.8. Adezyon Ve Dental Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

2.8.1. Adezyon

Bir adeziv yardımıyla iki farklı yüzey arasında meydana gelen kimyasal veya fiziksel kuvvet sonucu tutunmaya adezyon denir (Duke, 1993). Adezyon iki ayrı maddenin birbirine yapışmasıdır. Birbirlerine yapışan madde veya yüzeylere adherent, adezyonu sağlayan maddeye de adeziv adı verilmektedir. Adezyonun sağlanabilmesi için adeziv ile adherent arasında tam bir temas olması gerekmektedir (Dayangaç, 2000). Diş hekimliğinde adezyon mekanizması şöyledir; mine ve dentinin pürüzlendirilmesiyle kalsiyum fosfatlar yüzeyden ayrılır, mikroporöziteler oluşur. Uygulanan adeziv rezin polimerize edildiğinde bu porözitelere infiltre olur ve hibridizasyon gerçekleşir. Bunun sonucunda mikromekanik bağlanma sağlanır. Üretilen yeni adezivlerde de etkin

mikromekanik ve kimyasal bağlanma elde edilmeye çalışılmaktadır (Meerbeek ve ark., 2003).

Adezyonun yüksek olması için söz konusu yapıların birbirine olabildiğince yakın olması, adezivlerin yüzey enerjisinin diş dokusunun yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Adezyon kuvvetine; yüzey gerilimi, yüzeyin ıslatılabilirliği ve adezivle adherent arasındaki değme açısı direkt olarak etkilidir (Braga, Meira, Boaro, ve Xavier, 2010). Değme açısının düşük olması, yüzey geriliminin düşük olduğunun ve ıslatılabilirliğin yüksek olduğunun göstergesidir. Adezyonun iyi olması için gerekli koşullardan bir diğeri ise adherent yüzeyinin temiz olmasıdır. Mine ve dentine adezyon söz konusu olduğunda yüzeyin; tükürük, kan, organik atıklar, biyofilm ve smear tabakasından arınmış olması adezyonu arttıracaktır (Vermelho, Reis, Ambrosano, ve Giannini, 2017).

2.8.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerinin sınıflandırılması farklı sınıflandırma yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında jenerasyonlarına göre, klinik adımların sayısına ve etki şekillerine göre sınıflandırılmalar vardır (Ekambaram, Yiu, ve Matinlinna, 2015).

Birçok araştırmacı tarafından, adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan ‘kronolojik sınıflandırma’ ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan ‘yapısal sınıflandırma’ kullanılmıştır (Kugel ve Ferrari, 2000). Günümüzde ise adeziv sistemlerin ‘etki mekanizmaları’ göz önüne alınarak yapılan

sınıflandırmalar daha objektif bir yaklaşım olarak kabul edilmektedir (Meerbeek ve ark., 2001).

Adeziv sistemlerin klinik uygulamalarına göre sınıflandırılması şu şekildedir;

- Total etch (etch and rinse) sistemler
- Self etch sistemler
- Universal (multimode) sistemler

2.8.2.1. Total Etch (Etch and Rinse) Sistemler

Total etch sistemler: üç aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Üç aşamalı total etch sistemler diş dokusunun %30-40 konsantrasyonda fosforik asitle pürüzlendirilmesini, bunun ardından hidrofilik rezin ve solvent içeren primer uygulamasını içerir. Primerin solventi buharlaşır ve adeziv rezin uygulanıp polimerize edilir. İki aşamalı etch and rinse sistemler üç aşamalı sistemdeki gibi fosforik asit ve yıkama uygulamasını içerir. İki aşamalı sistemde primer ve adeziv rezin birlikte uygulanır ve rezin kompozit uygulanmadan önce ışıkla polimerize edilir (Muñoz ve ark., 2013).

Mineye en etkin ve dayanıklı bağlanmayı sağlayan yöntem total etch sistemlerdir. Hidroksiapatit kristallerinin asit uygulaması (genelde %30-40 fosforik asit) ile çözülmesini takiben oluşan alanlardaki kapiller çekim sonucu rezin yüzeye absorbe olup polimerize edilir. Asit uygulanmış yüzeyde; mine prizmalarının etrafını saran makrotağlar ve mine prizmalarının içerisine nüfuz etmiş mikrotağlar olmak üzere iki tip

rezin tagları gözlenir. Mine retansiyonunun sağlanmasında mikrotagların daha önemli olduğu düşünülmektedir (Meerbeek ve ark., 2003).

Total etch sistemlerin başlıca dezavantajları, asit uygulama süresinin aşılma riski, asit uygulama sonrasında yıkama işlemini gerektirmesi, dentinin fazla nemli ya da kuru bırakılma riskinin olması ve aşamalarından dolayı klinik uygulamasının daha fazla zaman gerektirmesidir (Dayangaç, 2000).

2.8.2.2. Self Etch Sistemler

Self etch adezivler, total etch sistemlerdeki işlem basamaklarını azaltarak çalışma zamanını kısaltmak amacıyla geliştirilmiş materyallerdir. Self etch adeziv kavramı, asitle pürüzlendirme ve primer uygulamasını eş zamanlı olarak gerçekleştiren polimerize olabilen asidik monomerlerin kullanılması esasına dayanmakta, böylelikle fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için teknik hassasiyet gerektiren yıkama işlemini ortadan kaldırmaktadır (Moszner, Salz, ve Zimmermann, 2005).

Self etch adeziv sistemler tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı self etch sistemde; birinci aşamayı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu, ikinci aşamayı ise hidrofobik bonding ajan uygulaması oluşturmaktadır. Asidik primer uygulanmış yüzeye bonding ajan uygulandıktan sonra her iki tabaka birlikte ışıkla polimerize edilir (Giannini ve ark., 2015).

“All in one” da dediğimiz tek aşamalı self etch sisteminde ise asit, primer ve adeziv rezinin tek seferde uygulanmasıdır (Muñoz ve ark., 2013). Tek şişe self etch primerlerde suyla asidik monomerin bir arada olması MDP monomeri gibi, fosfat

gruplarının hidrolizi sonucu poliöl, metakrilik asit ve fosforik asit oluşumuna neden olur. Benzer olarak tek aşamalı self etch adezivlerde 4-metakriloksietil trimelliat anhidrid (4-META) asidik monomerlerin, hidrolitik yıkımı polietilen glikol, metakrilik asit ve trimellitik asit oluşturur. Bu polimerize olamayan asitler hibrit tabaka oluşumundan sonra alttaki dentini çözmeye devam edebilirler. Polimerize olmamış agresif asidik monomerler dentini çözmeye devam ederek bağlanmayı olumsuz etkileyebilir (Oliveira ve ark., 2004).

Self etch sistemler; aşındırma gücünün etkisine bağlı olarak zayıf ve güçlü olarak alt sınıfa ayrılırlar. ‘Güçlü’ self etch adeziv sistemler genellikle 1 veya daha düşük bir pH değerine sahiptirler. Bu düşük pH derin dentin de demineralizasyona yol açar. Minede oluşturdukları pürüzlendirme total etch sistemle oluşturulan pürüzlendirmeye benzerlik gösterir. ‘Hafif’ self etch adeziv sistemleri, genel olarak, yaklaşık pH 2 değerine sahiptir ve dentini 1 um derinliğe kadar demineralize eder. Oluşan demineralizasyon yüzeysel ve kısmi olup hala kollajenlere bağlı hidroksiapatitler mevcuttur ve kalan hidroksiapatitler ile fonksiyonel monomerlerin karboksil ya da fosfat grupları arasında kimyasal bağlanma oluşabilir. Bu adeziv sistemlerle hibrit tabakadaki mikromekanik kilitleme için yeterli miktarda porözite oluşturulabilir. Bununla birlikte, hibrid tabakanın kalınlığı, güçlü self etch veya total etch sistemi ile üretilenlerden çok daha küçüktür, ancak hibrit tabakanın kalınlığı bağlanmada etkisinin önemsiz olduğu kanıtlanmıştır (Meerbeek ve ark., 2003).

Self etch adeziv sistemlerin en büyük avantajları, total etch sistemlerde olan yıkama ve kurutma aşamalarının olmaması, buna bağlı olarak nemli bağlanma tekniğinin kullanılma zorunluluğunu ortadan kaldırması ve teknik hassasiyetin azalmasıdır (Croll, 2000). Bu teknikte işlem basamaklarının azalması ile özellikle

kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda kullanım kolaylığı sağlanırken tükürükle kontaminasyon riski de azalmaktadır (Croll, 2000; Shimada ve ark., 2002). Bu sistemde pürüzlendirme ve hibrit tabaka oluşumu eş zamanlı olarak gerçekleştiği için fazla demineralizasyona bağlı yetersiz rezin monomer infiltrasyonu oluşumu da engellenir (Sano ve ark., 1999).

2.8.2.3. Universal (Multimode) Sistemler

Günümüzde geleneksel adeziv sistemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve klinikte kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla hem total etch hem self etch adeziv şeklinde hem de selektif asitleme ile beraber uygulanabilecek, ‘üniversal’ ya da ‘multimod’ olarak adlandırılan yeni bir tek aşamalı kendinden asitli adeziv sistem grubu geliştirilmiştir. Bu yeni adeziv sistem sayesinde hekim, tek bir adeziv ile hazırladığı kaviteye ve uygulayacağı restorasyona en uygun olan adeziv uygulamasına karar verme şansına sahip olmaktadır (Muñoz ve ark., 2015).

Total etch sistemde fosforik asit uygulamasıyla smear tabakası uzaklaştırılır, dentindeki kollajen fibriller açığa çıkar ve minedeki yüzey enerjisi artar (Muñoz ve ark., 2013). Bunun sonucunda uygulama doğru bir şekilde yapıldığında total etch sistemlerde diş yüzeyine bağlantı, self etch sistemlere göre daha yüksektir (Hanabusa ve ark., 2012). Ancak; total etch sistemlerin uygulama basamaklarının fazla olmasından dolayı teknik hassasiyet gerektirir, bu durum işlem sırasında hata yapma olasılığını artırır (Chen ve ark., 2015). Örneğin; asitin yıkanarak uzaklaştırılmasından sonra bölgede aşırı kurutma yapılması kollajen fibrilleri kollabe eder ve bu durum bağlantıyı

olumsuz etkiler (Chen ve ark., 2015; Muñoz ve ark., 2013). Ayrıca total etch sistem uygulamalarından sonra gözlenen postoperatif hassasiyet tedavi başarısını olumsuz etkiler (Takamizawa ve ark., 2016). Total etch sistemlerdeki bu yetersizlikler, yeni sistemlerin arayışını beraberinde getirmiştir.

Self etch sistemlerde, total etch sistemlere göre daha az postoperatif hassasiyet gözlenmesi önemli bir avantajdır (Swift, 2002). Ayrıca tek şişe adeziv uygulama teknolojisinde adeziv prosedürlerin uygulanması daha hızlıdır, teknik hassasiyeti düşüktür (Chen ve ark., 2015). Ancak self etch sistemlerin asit oranı düşük olduğu için mineyi total etch sistemler gibi etkili asitleyemezler ve bundan dolayı diş yüzeyinde tutuculukları total etch sistemlere göre daha azdır (Hanabusa ve ark., 2012). Minede tutuculuğu arttırmak için; self etch sistemlerin uygulanmasından önce selektif etch dediğimiz sadece mine kenarlarına asitleme yapılır. Klinik olarak açığa çıkan dentini etkilemeden sadece mineyi asitlemek zordur. Bu ön asitleme, derin dentini etkilediğinde; self etch adezivin dentinin derinlerindeki demineralize alanlara etki etmesi zorlaşır. Bu durum dentin tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir (Perdigão ve ark., 2014; Takamizawa ve ark., 2016). Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem total etch hem de self etch teknikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır (Hanabusa ve ark., 2012). Son yıllarda üretilen bazı yeni nesil tek aşamalı adezivler; universal veya multimod adezivler kategorisine girmektedir. Klinisyenin tercihine göre total etch, self etch veya selektif etch olarak kullanılabilir (Jayasheel, Niranjan, Pamidi, ve Suryakanth, 2017; Sai ve ark., 2016; Z.-y. Zhang ve ark., 2016).

2.9. Kompozit Restoratif Materyalleri

2.9.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Güncel restoratif diş hekimliğinde amaç, mümkün olan en az madde kaybı ile en iyi şekilde fonksiyon ve estetiğin sağlanmasıdır. Bu nedenle kompozit rezinler mekanik, fiziksel, biyolojik ve kimyasal özelliklerinde kaydedilen gelişmelerle diş hekimliğinde en çok kullanılan restoratif materyaller haline gelmişlerdir (Perdigao, Swift, ve Walter, 2014). Kompozit rezinler organik polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller, bağlayıcı ajan ve başlatıcı-hızlandırıcı sistem olmak üzere başlıca dört farklı yapıdan oluşurlar (Powers, 2006).

Organik polimer matriks; monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcılar, stabilizatörler, inhibitörler ve ultraviyole ışınını absorbe edici ajanlardan oluşur (García, Lozano, Vila, Escribano, ve Galve, 2006). Genellikle Bisfenol A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi aromatik dimetakrilat monomerler daha dayanıklı, rijit ve stabil bir polimer yapı oluşturmak için kompozit rezin matriksinde bulunmaktadır. Yüksek derecede visköz bir yapıya sahip olan UDMA ve Bis-GMA' nın karıştırılması ve manipasyonu zordur. Viskoziteyi azaltmak amacıyla rezin kompozitlere etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük moleküler ağırlıklı dimetakrilatlar eklenmektedir (Anusavice, Shen, ve Rawls, 2012).

İnorganik doldurucu partiküller; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aluminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam ve baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (O'Brien, 2002). İnorganik doldurucu miktarının artırılması ile restorasyonun klinik başarısı ve uzun süreli fonksiyon görmesinde etkili olan aşınma, sertlik, basma dayanıklılığı, elastisite modülü gibi fiziksel ve mekanik özellikleri artmakta iken polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısı, su emilimi azalmaktadır. Kompozitlerin klinik kullanımlarında maniplasyon ve şekillendirilmesinde doldurucunun miktarı, büyüklüğü, partiküllerinin şekli ve boyutları önem kazanmaktadır. Bu nedenle inorganik doldurucular ile akışkanlık kontrol edilebilmekte, doldurucu yüzey alanı genişledikçe akışkanlık azalmaktadır. Ayrıca inorganik doldurucular ile estetik özellikleri daha da geliştirilmektedir. Küçük partiküllerin kullanılması ile etkili cilalanabilme ve yüzey pürüzsüzlüğü sağlanmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

Bağlayıcı ajan; kompozit rezinlerin yapısal bütünlüğünün sağlanması için inorganik doldurucu partiküller ile organik matriks arasında sıkı bir bağlantıyı sağlar. Ara faz gibi isimlerle anılan organik silisyum bileşiği olan silanlar bu bağlantıyı sağlar (Powers, 2006). Silan bağlanma ajanları kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini pozitif yönde etkilediği gibi organik matriks ve inorganik doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, su emilimini ve kompozit rezinin çözünürlüğünü azaltır (Powers, 2006).

Başlatıcı-hızlandırıcı sistem; kompozit rezinler ışıkla veya kimyasal olarak aktive edilebilmesini sağlarlar. Işıkla aktivasyon yaklaşık 470 nm dalga boyundaki mavi ışık ile gerçekleştirilir. Bu ışık monomere %0,2-1 oranlarında ilave edilen

komforokinon tarafından emilir ve aktivasyon sağlanır. Kimyasal aktivasyonda ise oda sıcaklığında organik aminin organik peroksit ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturması ve onların da karbon çift bağlarına saldırması sonucunda polimerizasyon gerçekleşir (Powers, 2006).

2.9.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; çeşitleri, içerdiği monomerleri, doldurucuları, doldurucu formları ve boyutları, silan türevleri, katkı maddeleri ve polimerizasyon yöntemleri bakımında çeşitli sınıflandırmalar içermektedir (Bayne, 2005; Cramer, Stansbury, ve Bowman, 2011).

Kompozitler rezinler; inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne, doldurucu partikül ağırlık ve hacim olarak yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir.

Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması:

Lutz ve Philips'in yaptığı sınıflandırmaya göre;

- Megafil Kompozitler (50-100 μm)
- Makrofil Kompozitler (10-100 μm)
- Midifil Kompozitler (1-10 μm)
- Minifil Kompozitler (0,1-1 μm)
- Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 μm)
- Hibrit Kompozitler (0,04-1 μm)

- Nanofil Kompozitler (0,005-0,01 μm) (Lutz ve Phillips, 1983).

Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Tipine Göre Sınıflandırılması:

- Homojen dolduruculu kompozitler
- Heterojen dolduruculu kompozitler
- Hibrit dolduruculu kompozitler (Heymann, Ritter, ve Roberson, 2014).

Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması:

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- UV ışıkla polimerize olan kompozitler
- Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler
- Lazer ışığı ile polimerize olan kompozitler
- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler (Dayangaç, 2000).

Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması:

- Geleneksel kompozitler
- Kondanse edilebilen kompozitler
- Akışkan kompozitler (Go, 2018).

2.9.2.1. Nanokompozitler

Restoratif materyal teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, materyalin mekanik ve estetik özelliklerini geliştirmek için, kompozit rezin içerisindeki doldurucular, makro veya mikro partiküllerden nanopartiküllere değiştirilmiştir (Gresnigt, Kalk, ve Özcan,

2012). Çoğu nanohibrit rezin kompozit, küçük konsantrasyonlarda daha çok doldurucu partikül içeren, mekanik özellikleri geliştiren ve daha iyi polisajlanabilen yüzeyler sağlayan nano doldurucular içerir (Stefanski ve Dijken, 2012). Nano kompozitler; hibrit ve mikrohibrit kompozitlere benzer fiziksel özellik ve aşınma direnci gösterirken, mikrofil kompozitler gibi yüksek translüsensi ve pürüzsüzlük de sergilerler. Bundan dolayı, güncel literatürde dayanıklılık ve estetik özellikleri nedeniyle, hem anterior hem posterior restorasyonlarda nano kompozitlerin kullanımı sıklıkla önerilmektedir (Cetin ve Unlu, 2009; Demirci, Tuncer, Öztaş, Tekçe, ve Uysal, 2015).

2.9.2.2. Akışkan Kompozit

Akışkan kompozitler, kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda hazırlanamadığı preparasyonlarda, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer sağlamak amacıyla geliştirilmiş, doldurucu oranı düşük kompozit rezinlerdir (Labella, Lambrechts, Meerbeek, ve Vanherle, 1999). Doldurucu partikül oranının azaltılması ve Bis-GMA ve UDMA gibi viskoz monomerlerin yerine TEGDMA gibi seyreltici monomerlerin kullanılması materyalin ağır yükler altında deformasyona karşı direncini azaltır ve polimerizasyon büzülmesi artar. Bu nedenle akışkan kompozitlerin stres yükü fazla kavitelere kullanılması uygun değildir (Bayne, Thompson, Swift, Stamatides, ve Wilkerson, 1998). Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarına en çok sebep olan kenar sızıntısının engellenmesinde, kondanse olabilmeyen kompozitlerin altında, restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikro çatlakların onarılmasında kullanılmaktadır. Sahip oldukları şırınga sistemleri uygulanma kolaylığı sağlamaktadır. Materyalin akışkan yapısı sebebiyle kavite

preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikro çatlakların kapatılmasında, amalgam, kompozit veya kron tamirinde, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, mine defektlerinin onarılmasında, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelerinde, sınıf V restorasyonlarda, kırık veya mobil dişlerin splintlenmesinde, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler (Bayne ve ark., 1998; Labella ve ark., 1999). Akışkan olmaları sebebiyle uygulama esnasında kontrol edilmelerinin zor olması ve aletlere yapışmaları dezavantajlarıdır (Bayne ve ark., 1998). Ayrıca doldurucu oranı daha fazla olan kompozitlere göre aşınma dirençleri düşüktür. Yüksek polimerizasyon büzölmeleri nedeniyle her zaman ince tabakalar halinde uygulanmaları önerilir (Sturdevant, 1995).

2.10. Restorasyonların Yaşlandırma Yöntemleri

2.10.1. Termalsiklus ile Yaşlandırma

Yaygın olarak kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biri termalsiklus uygulamasıdır. ISO TR 11450 standardına göre (1994, 2003) suda 5 °C ve 55 °C arası 500 termalsiklus uygun bir yapay yaşlandırma testidir. Yapay yaşlandırma etkisi olan bu yöntem iki yolla çalışır.

- Bunlardan ilki sıcak suyun, ara yüz bileşenlerinin hidrolizini (su alımını), yıkım ürünlerinin ya da tam polimerize olmamış rezin oligomerlerinin ortaya çıkmasını hızlandırarak,

- Diğeri ise termal büzülme ve genleşme katsayısı arasındaki farklılık sonucu diş ve biyomateryal arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme stresleri oluşturarak yaşlandırma yapmaktır (Miyazaki, Sato, Onose, ve Moore, 1998).

2.10.2. Mekanik Yükleme ile Yaşlandırma

Mekanik yükleme ile yaşlandırma yönteminde in vivo koşulları taklit etmek için ağız içi ortamına benzer stresler olarak dişlere çiğneme kuvvetleri uygulanmakta ve sonra adeziv sistemlerin etkinliği ölçülmektedir (Munck ve ark., 2005; lker, zcan, şengün, zer, ve Belli, 2010).

2.10.3. Diş Fırçalama Simülatörü

Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000- 250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğer olduğu görülmüştür (Beuer, Stimmelmayer, Gueth, Edelhoff, ve Naumann, 2012; Heydecke, Zhang, ve Razzoog, 2001). Literatürlere baktığımızda fırçalama simülasyonunun su-macun karışımının fırça ile uygulanarak manuel Şekilde yapıldığı görülmektedir. Ancak manuel olarak yapılan fırçalama simülasyonunda uygulanan hareket frekansının ve kuvvetlerin standardize edilememesi sonuçlarda farklılık ortaya çıkarmaktadır. Bu

nedenle sabit bir yük altında istenilen frekansta fırçalama hareketinin yapıldığı fırçalama simülatörleri daha güvenilir sonuçlar vermektedir. Lopes ve ark. klinik olarak bir yıllık fırçalamanın, simülasyon cihazında 200 gr baskı ile 10.000 defa fırça vuruşu uygulanmasına karşılık geldiğini belirtmişlerdir (Lopes ve ark., 2012).

2.11. Bağlanma Dayanımı Testleri

2.11.1. Makro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makro makaslama bağlanma dayanıklılık testi, yeni adeziv formülasyonlarının bağlanma etkinliğini değerlendirmek için en yaygın kullanılan testtir. Makaslama bağlanma dayanıklılık testi, kesme yöntemiyle kuvvet uygulanan bir materyalin başarısız olmadan önce dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanır. Makaslama bağlanma dayanıklılık testinde, iki materyal bir adezivle birleştirilir ve kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanır. Makro makaslama bağlanma dayanıklılık testi, bağlanma uygulamasından sonra başka bir işleme gerek duyulmadığından, çok kolay ve hızlı bir yöntemdir (Mourad, 2018). Bu uygulamada, adeziv ajanla kompozitin bağlandığı bağlanma ara yüzeyine sivri uçlu bir bıçak (knife edge) paralel olarak sabit bir hızda indirilerek makaslama kuvveti uygulanır ve debonding sağlanır. ISO-TR 11405 standartlarına göre bıçağın hızı 0.45 mm/min ile 1.05 mm/min arasında olmalıdır (Sudsangiam ve Noort, 1999).

2.11.2. Makro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Makro gerilim bağlanma dayanıklılık testi, oldukça az kullanılan bir testtir. Genellikle, simanların seramik ve metal alaşımlar gibi diğer sert materyallere bağlanma dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. Stres dağılımı, makro gerilim bağlanma dayanıklılığı testlerinde kesme bağlanma dayanıklılık testlerine göre daha standart kabul edildiğinden; bu yöntem, bağlanmada kırılmayı başlatan stres seviyesinin daha doğru olarak tahmin edilmesini sağlar. Makro gerilim bağlanma dayanıklılığı testinde, kuvvet test örneklerinin her iki tarafına uygulanır. Örneklerin bağlanma arayüzünün kuvvet eksenine dik olarak hizalanması gerilim testlerinde çok önemlidir. Aksi takdirde, bükülme stresleri gelişimini engellenmek için test örneği aktif veya pasif tutma yaklaşımları ile mekanik test makinelerine bağlanmalıdır (Mourad, 2018).

2.11.3. Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

2002 yılında tanıtılan mikro kesme bağlanma dayanıklılık testi küçük diğ alanlarının test edilmesini sağlar. Test, farklı yüzeylerin derinlemesine bir profilini ve aynı diğten çok sayıda örneğin hazırlanmasını sağlar. Mikro kesme bağlanma dayanıklılık testleri; mikro gerilim bağlanma dayanıklılık testleri gibi zorlu test koşullarına dayanamayan cam iyonmerlerin veya mine dokusu gibi kırılğan adherentlerin test edilmesinde kullanılabilir (Mourad, 2018).

2.11.4. Mikro Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

Mikrogerilim bağlanma dayanım testi; çok küçük yüzeylerde gerilim bağlanma dayanımına izin verip, makaslama ve gerilim gibi geleneksel yöntemlere kıyasla stres dağılımını daha iyi sağladığı rapor edilmiştir. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi diş sert dokusu ile adeziv tabaka arasındaki bağlanma dayanımını ölçebilen güvenilir bir test yöntemidir (Sadek, Goracci, Cardoso, Tay, ve Ferrari, 2005).

Mikrogerilim testinde, hassas kesim cihazı ile elmas diskler kullanılarak yüksek hızda ve su soğutması altında kesilen dişlerden ortalama 1 mm² alana sahip çubuk şeklindeki örnekler elde edilir. Hazırlanan örneklerin uzunluğu 10-24 mm arasında olmalıdır. Bu uzunluğun yarısını diş yapısı, diğer yarısını kompozit materyali oluşturur (Salz ve Bock, 2010).

2.12. İstatistiksel Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Değişkenlere ait veriler Ortalama±Standart Sapma şeklinde gösterilmiştir. Gruplar arası farklar Bağımsız Örneklem T Testi veya Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova) ile incelenmiştir. Bağımsız değişkenlerden her birinin bağımlı değişken üzerindeki etkisini test edebilmek ve etkileşim etkisini hesaplayabilmek için Üç Yönlü (Faktörlü) Varyans Analizi (Anova) yapılmıştır. Hesaplanan değerler $p < 0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda

hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc. an IBM Co. Somers, NY).

Tüm bu bilgilerin ışığında bu tez çalışmasında, üç farklı kapaklama materyalinin (TheraCal, MTA, Biodentin) çeşitli adeziv sistem (total etch, self etch, universal) protokolü uygulanarak nano ve akışkan kompozit materyallerine bağlanıp termal siklus ile yaşlandırma sonrasında makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu invitro araştırma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu çalışmada kapaklama materyalleri olarak kalsiyum silikat içerikli ProRoot MTA (Dentsply, Tulsa Dental, ABD), Theracal LC (Bisco Inc, Schaumburg IL, U.S.A) ve Biodentin (Saint Maur des Faussés, France) (**Resim 3.1**) kullanılırken, adeziv sistemler olarak total etch adeziv (OptiBond Solo Plus), self etch adeziv (Clearfil SE Bond) ve üniversal adeziv (Bisco All Bond) (**Resim 3.2**) test edilmiştir. Kompozit materyalleri olarak ise; nano kompozit (Tokuyama Estelite Sigma Quick) ve akışkan kompozit (Tokuyama Estelite Universal Flow) (**Resim 3.3**) değerlendirilmiştir. Kullanılan materyaller, içerikleri, uygulama aşamaları ve üretici firmaları **Tablo 3.1**'de gösterilmiştir.



Resim 3.1: Çalışmada Kullanılan Kuafaj Materyalleri (A: Biodentine B: ProRootMTA C:Theracal LC)



Resim 3.2: Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler (a: Total Etch-OptiBond Solo Plus ve Asit Jell-Kerr Gel Etchant b: Self Etch-Clearfil SE Bond c: Universal-Bisco All Bond)



Resim 3.3: Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyalleri (1:Kompozit Tokuyama Estelite Sigma Quick, 2:Akışkan kompozit Tokuyama Estelite Universal Flow)

Tablo 3.1: Çalışmada Kullanılan Materyaller, İçerikleri, Uygulama Aşamaları ve Üretici Firmalar

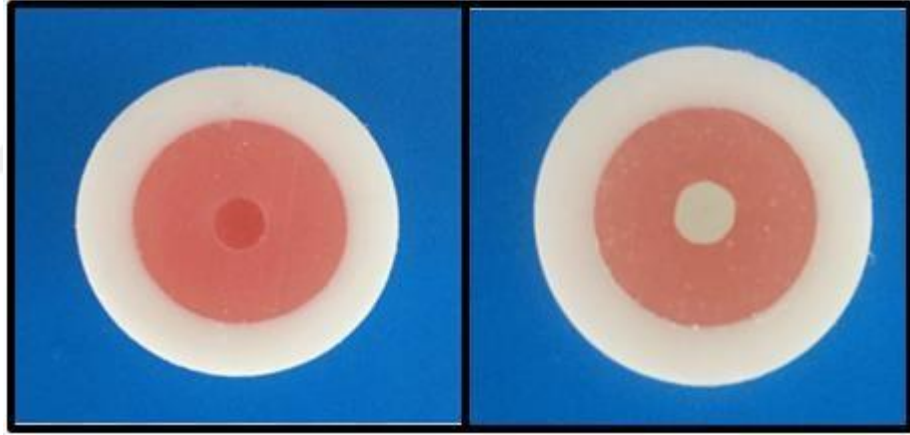
MATERYALLER	İÇERİKLERİ	UYGULAMA AŞAMALARI	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NO
MTA (Mineral Trioksit Agregat)	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat, bizmut oksit pH=12-13	Tozu ve sıvıyı 1: 3 oranında karıştırın. Uygulandıktan sonra nemli pamuk ile kapatılıp geçici restorasyonyapılır.	Dentsply, Tulsa Dental, ABD	00001864 85
Biodentin	<u>Tozu:</u> Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat ve oksit, zirkonyum oksit, demir oksit <u>Likiti:</u> kalsiyum klorit, suda çözünebilir polimer	Likitin kapağı açılarak kapsül içerisine 5 damla damlatılır ve kapsül amalgamatöre yerleştirilir. Toz ve likit 30 sn boyunca amalgamatörde karıştırılır.	Saint Maur des Faussés, France	B24818
TheraCal LC	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat, polietilen glikol dimetakrilat, bisfenol A diglisidilmetakrilat, baryum zirkonat pH=10	Şırınga yardımıyla 1 mm kalınlığında uygulanıp 20 sn ışınlanır	Bisco Inc, Schaumburg IL, U.S.A	19000007 16
Total Etch (OptiBond Solo Plus)	BisGMA, GPDM, HEMA, baryum aliminoboro silikat cam, silikon dioksit, sodyum hekzaflora silikat, etanol	Tüm materyal yüzeyi 15 saniye asitlenir, 10 saniye yıkanır, hafifçe kurutulur, bonding fırça yardımı ile 15 saniye uygulanır, hafif şiddetli hava ile 3 saniye inceltir,20 saniye ışınlanır.	Kerr Co., Orange, CA, USA	6562028

Self Etch (Clearfil SE Bond)	<u>Primer:</u> MDP, HEMA, Dimetakrilatlar, Di-kanforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, su <u>Bond:</u> MDP, BisGMA, HEMA, Dimetakrilatlar, Di-kanforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, silanize koloidal silika	Primer tüm diş yüzeyine 20 saniye boyunca bir fırça yardımı ile uygulanır. Orta şiddetli hava ile kurutulur. Tüm yüzeylere bonding ajanı fırça ile uygulanıp, hafif şiddetli hava ile kaviteye yayılır. 10 saniye ışınlanır.	Kuraray, Osaka, Japonya	000318
Üniversal Adeziv (Bisco All Bond)	MDP, bis-GMA, HEMA, etanol, su, inisiyatörler	2 tabaka ALL-BOND UNIVERSAL'i tabaka başına 10-15 saniye olacak şekilde uygulayın. Tabakalar arasında ışık uygulamayın. En az 10 saniye olacak şekilde hava spreyi sıkarak fazla solventi buharlaştırın, 10 saniye ışık tutun.	Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD	18000075 38
Nano Kompozit (Tokuyama Estelite Sigma Quick)	Bis-GMA, Trietil glikoldimetakrilat, silica-zirkonyum	Kompoziti uygulayın ve 20 saniye ışıkla polimerize edin	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya	159E59
Akışkan Kompozit (Tokuyama Estelite Universal Flow)	Bis-GMA, Bis-MEEP, TEGDMA, UDMA, di-kamforokinon, başlatıcılar, silica-zirkonya, önceden polimerize dolgu maddesi	Akışkan kompoziti uygulayın ve 20 sn boyunca ışıkla polimerize edin	Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japonya	011E29
Asit Jel (Kerr Gel Etchant)	%37.5'luk fosforik asit jeli	Fosforik asit uygulanan yüzey 15 saniye sonra hava-su spreji ile yıkayın ve kurutun.	Orange, CA, ABD,	7023693

Bis-GMA: Bisfenol A-Glisidil Dimetakrilat; HEMA: Hidroksietil Metakrilat; MDP: Metakriloiloksidesil Dihidrojen Fosfat; TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat; Bis-MPEPP: Bisfenol A politoksi metakrilat

3.2. Örneklerin Hazırlanması

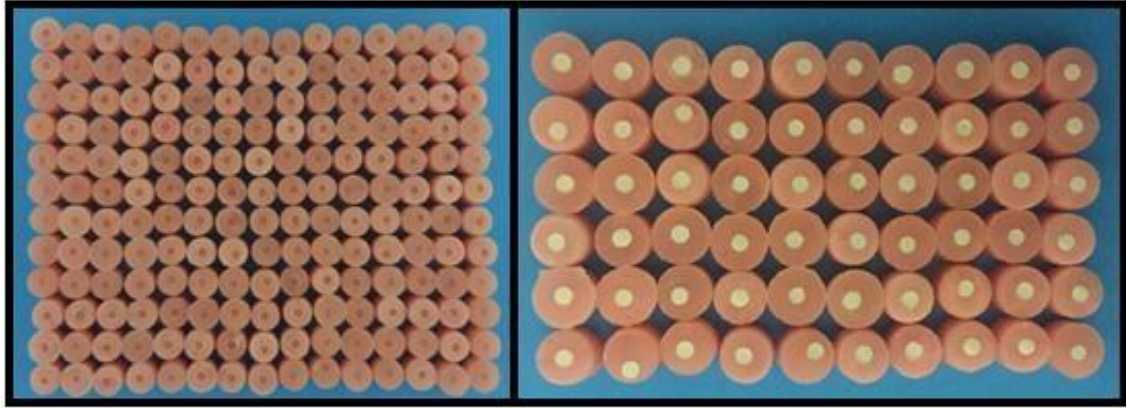
Bu çalışmada örneklerin hazırlanmasında kullanılmak üzere 5 milimetre (mm) çapında ve 2 mm derinlikte silindirik boşlukları bulunan 180 adet akrilik blok hazırlandı. Kapaklama materyalleri ProRoot MTA (Dentsply, Tulsa Dental, ABD), Theracal LC (Bisco Inc, Schaumburg IL, U.S.A) ve Biodentin (Saint Maur des Faussés, France) üretici önerileri doğrultusunda hazırlandı ve akrilik bloklardaki silindirik boşluklara yüzey seviyesine kadar yerleştirildi (**Resim 3.4**).



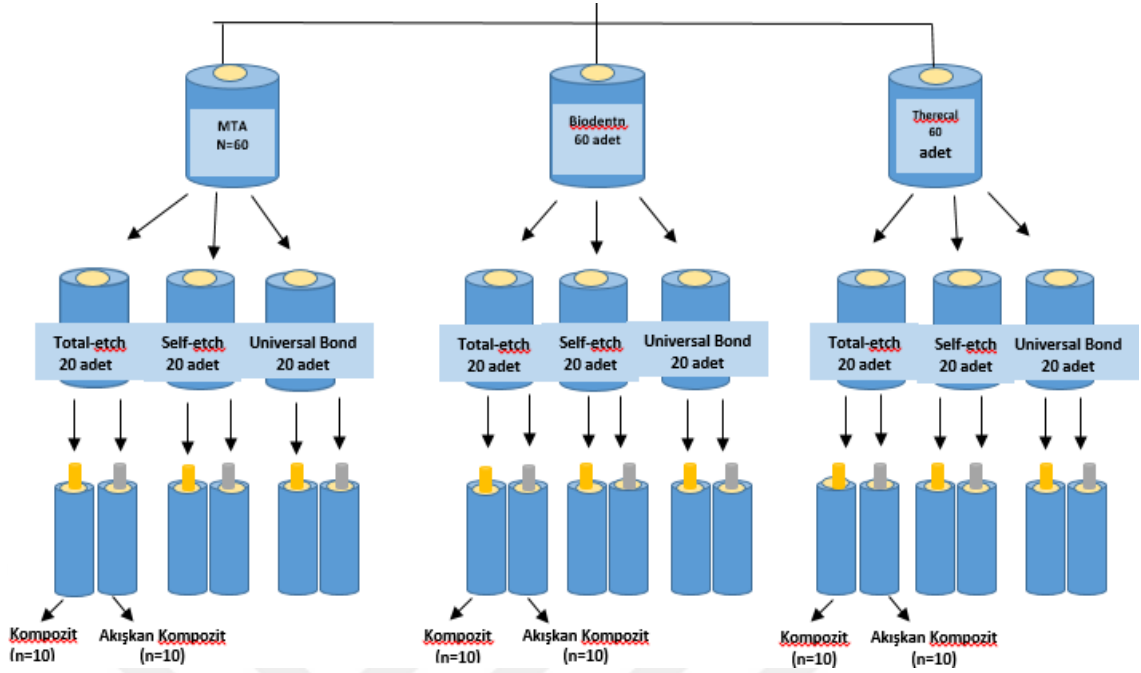
Resim 3.4: 5 mm Çapında ve 2 mm Derinlikte Silindirik Boşluğu Bulunan Akrilik Blok Örneği ile Kapaklama Materyali ile Doldurulmuş Akrilik Blok Örneği

Literatürde MTA'nın, optimum fiziksel özelliklerini kazanması için karıştırılmasından sonra en az 72-96 saat süreyle restoratif prosedürlerin ertelenmesi gerektiği bildirilmiştir (Bodanezi ve ark., 2008). Buna dayanarak bu çalışmada MTA gruplarının sertleşme süresi 96 saat olarak belirlendi. Bununla birlikte, Bachoo ve ark. Biodentin'in başlangıçtaki sertleşme reaksiyonunun yaklaşık 12 dakika sürdüğünü ve

tam sertleşme koşulunun 2 hafta – 1 ay arasında sürdüğünü belirtmiştir (Bachoo, Seymour, ve Brunton, 2013). MTA ve Biodentin örnekleri hazırlandıktan sonra üzerlerine nemli pamuk yerleştirilerek etüvde 37° C, % 100 nemli ortam da 96 saat bekletildi. Sertleşmeleri tamamlandıktan sonra pamuk uzaklaştırıldı. Bu işlemden sonra MTA ve Biodentin yüzeyinde herhangi bir düzeltme ve yıkama işlemi yapılmadı. Theracal LC; akrilik bloklara 1 mm kalınlığında tabakalama yöntemi ile uygulandı ve her katman 20 sn Woodpecker Led Işık Cihazı (Woodpecker Dental LED. D Curing Light, Çin) ile polimerize edildi. Hazırlanan örnekler adeziv sistem ve kompozit materyaline göre 18 alt gruba ayrıldı ve örnekler rastgele gruplandırıldı (n=10) (**Resim 3.5**). Deney grupları şematik olarak **Şekil 3.1**' de gösterilmiştir.



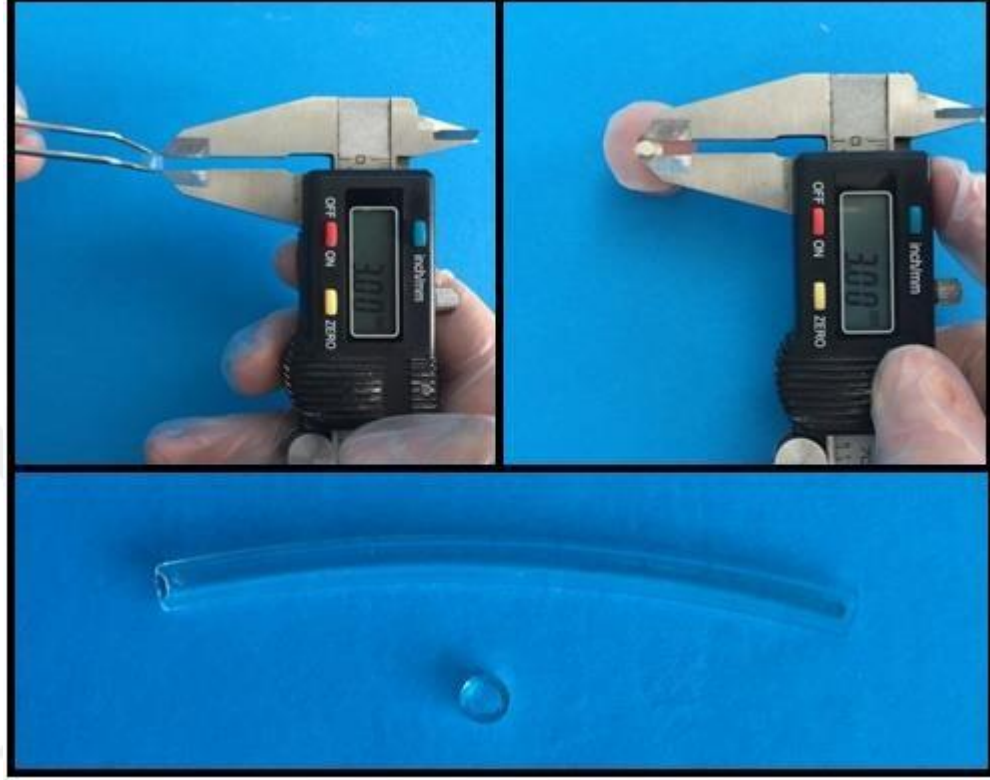
Resim 3.5: Kapaklama Materyallerinin Yerleştirilmesi



Şekil 3.1: Deney gruplarının şematik olarak gösterilmesi

Üretici firmanın talimatlarına göre kapaklama materyali yerleştirilen her bir alt gruba, adeziv ajanlar yine üretici firmanın talimatlarına göre uygulandı (Tablo3.1) ve adezivlerin polimerizasyonu gerçekleştirildi.

Adeziv uygulanan örnek yüzeylerine kompozitleri kondense edebilmek amacıyla, iç çapı 3 mm, yüksekliği 3 mm olan silindirik kalıp hazırlandı (Resim 3.6).

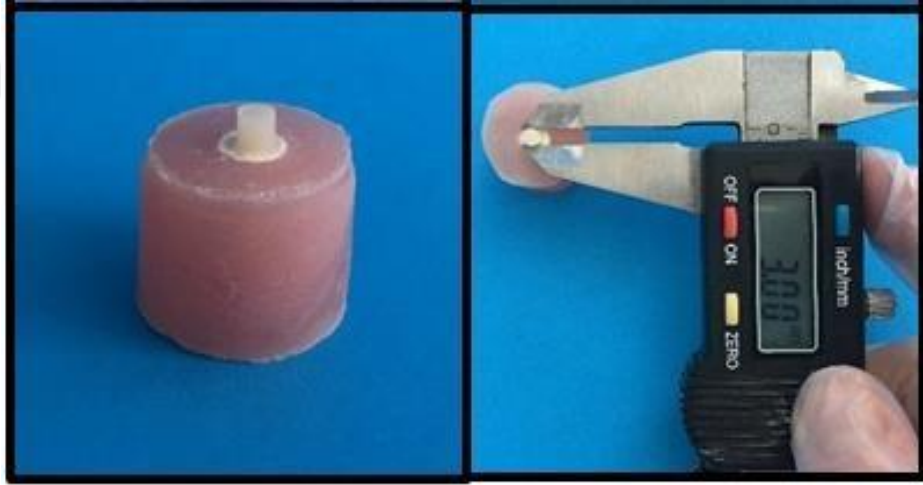


Resim 3.6: İ apı 3 mm, Yüksekliği 3 mm Olan Silindirik Kalıp

Adezivlerin polimerizasyonunu takiben, pulpa kapaklama materyallerinin üzerinde tam orta kısıma gelecek şekilde silindirik kalıp yardımıyla 3 mm kalınlığında nano kompozit (Tokuyama Estelite Sigma Quick) ve 3 mm kalınlığında akışkan kompozit (Tokuyama Estelite Universal Flow) ayrı ayrı pulpa kapaklama materyallerinin üzerine uygulaması yapıldı. Nano kompozit ve akışkan kompozit 20 sn süre ile 1000 mW/cm^2 yoğunluğunda ışık gücüne sahip bir polimerizasyon cihazı (Woodpecker Dental LED. D Curing Light, in) ile polimerize edildi (**Resim 3.7**). Silindirik kalıp uzaklaştırıldıktan sonra elde edilen 3 mm yüksekliğinde, 3 mm çapında kompozit örneklere ek olarak 20 sn daha ışık yapıldı (**Resim 3.8**).



Resim 3.7: Kullanılan Işık Cihazı



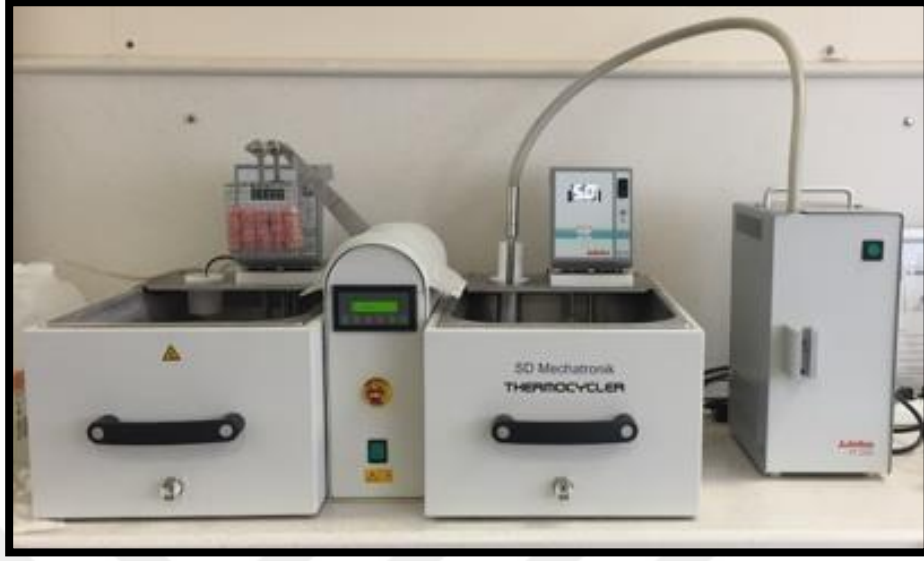
Resim 3.8: Örneklere Kompozit Materyallerinin Uygulanması

Hazırlığı tamamlanan örnekler etüvde (Nüve İncubator, EN 055, Ankara, Türkiye) 37 °C’de %100 nemli ortam 24 saat bekletildi (**Resim 3.9**).



Resim 3.9: Etüv Cihazı (Nüve İncubator, EN 055, Ankara, Türkiye)

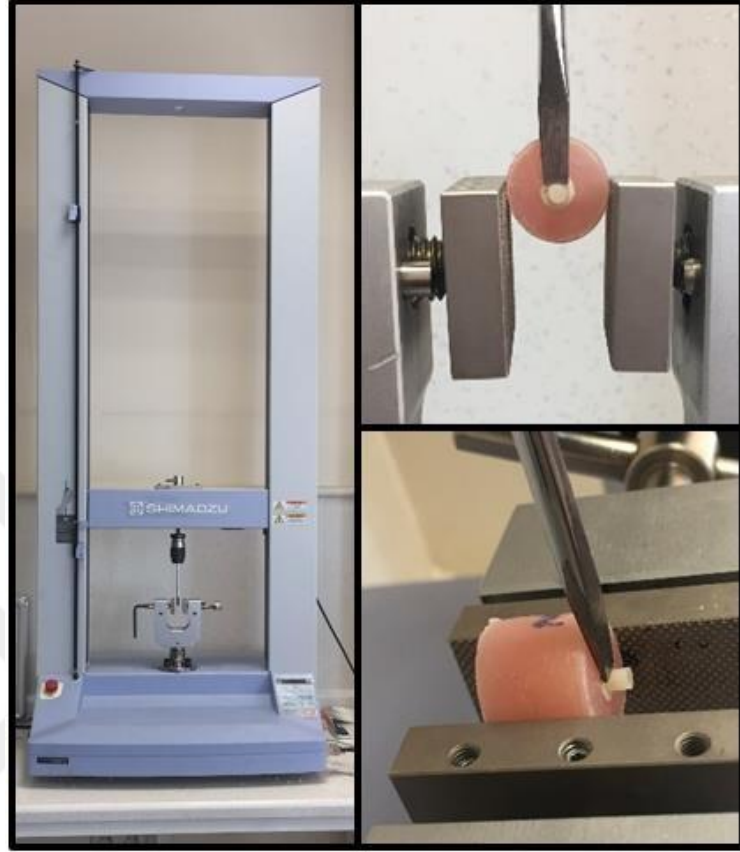
Hazırlanan örnekler daha sonra termal siklus cihazında (SD Mechatronik Thermocycler, SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya) 5.000 döngü sayısında 5 ± 2 °C ve 55 ± 2 °C ‘de termal yaşlandırma testine tabi tutuldu (**Resim 3.10**). Yaşlandırmadan sonra örnekler makaslama testine hazır hale getirildi.



Resim 3.10: Örneklerin Termal Siklus Cihazına Yerleştirilmesi

3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi

Tüm örnekler 24 saat 37°C'lik etüvde distile su içerisinde bekletildikten sonra, makaslama bağlanma dayanım değerlerini ölçmek için universal test cihazına (AGS-X Serisi masaüstü tipi, Shimadzu Europa GmbH, Almanya) sabitlendi (**Resim 3.11**). Ardından 1 mm/dakika hız olacak şekilde kopma meydana gelene kadar bağlanma alanının uzun eksenine paralel olacak şekilde kuvvet uygulanarak her bir örneğin kopma değeri Newton cinsinden ölçüldü. Daha sonra her bir örnek için kopma değeri, kuvvetin yüzey alanına bölümü sonucu hesaplanarak MPa cinsinden kaydedildi.



Resim 3.11: Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

3.5. Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin bağlantı yüzeyleri stereomikroskopta (**Resim 3.12**) değerlendirilerek kopma tipleri belirlendi. Kopma tipleri aşağıdaki şekilde değerlendirilmesi yapıldı:

- Adeziv Kopma: Pulpa kapaklama materyali/ kompozit arasında meydana gelen kopma

- Koheziv Kopma: Pulpa kapaklama materyali içinde veya kompozit materyali içinde meydana gelen kopma

- Mix Kopma: Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü kırılma tipidir.



Resim 3.12: Steromikroskop

3.6. İstatistiksel Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Değişkenlere ait veriler Ortalama±Standart Sapma

şeklinde gösterilmiştir. Gruplar arası farklar Bağımsız Örneklem T Testi veya Tek Yönlü Varyans Analizi (Anova) ile incelenmiştir. Bağımsız değişkenlerden her birinin bağımlı değişken üzerindeki etkisini test edebilmek ve etkileşim etkisini hesaplayabilmek için Üç Yönlü (Faktörlü) Varyans Analizi (Anova) yapılmıştır. Hesaplanan değerler $p < 0.05$ ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc. an IBM Co. Somers, NY).



4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Yapılan makaslama bağlanma testinde, 18 farklı deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere, toplam 180 adet örnekte; kapaklama materyalleri olan TheraCal, MTA, Biodentin'nin farklı adeziv sistemleri kullanılarak kompozit materyallerine makaslanma bağlanma dayanımı değerleri incelendi.

Üç yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; sadece kapaklama materyalleri arasında anlamlı farklılık kaydedilmiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1: Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Sonuçları Açısından Gruplar Arası Üç Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	Kareler Ortalaması	F	Anlamlılık
Intercept	4707,693	1	4707,693	552,231	,000
Kapaklama_Materyalleri	118,971	2	59,485	6,978	,001
Adeziv Sistemler	27,119	2	13,559	1,591	,207
Kompozit Materyalleri	,272	1	,272	,032	,858
Kapaklama Materyalleri * Adeziv Sistemler	69,574	4	17,394	2,040	,091
Kapaklama Materyalleri * Kompozit Materyalleri	28,657	2	14,328	1,681	,189
Adeziv Sistemler * Kompozit Materyalleri	6,919	2	3,459	,406	,667
Kapaklama Materyalleri * Adeziv Sistemler * Kompozit Materyalleri	40,282	4	10,070	1,181	,321
Hata	1381,029	162	8,525		
Total	6380,514	180			
Toplam	1672,821	179			

Test edilen gruplara ait ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri

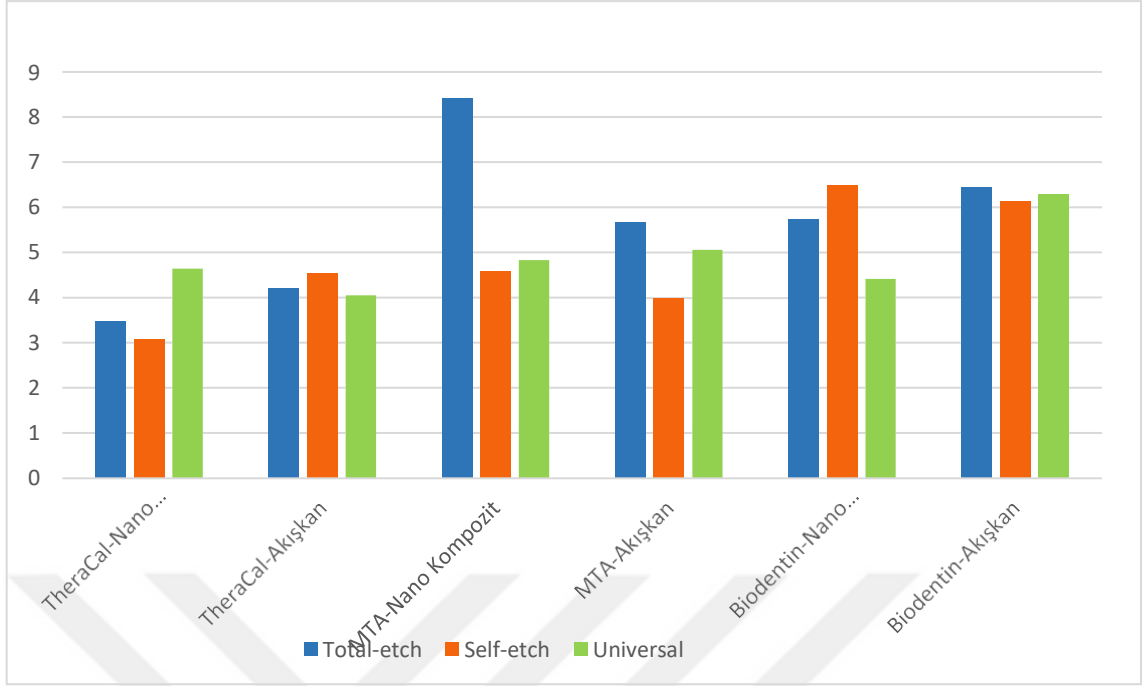
Tablo 4.2 ve **Şekil 4.1**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Test gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı bulguları

Adeziv Sistem	Restoratif Materyal	TheraCal	MTA	Biodentin	p-değeri
		Ortalama ± Standart Sapma (MPa)			
Total etch	Nano	3.48±1.05 ^(a)	8.42±4.40^(b)	5.74±3.00 ^(ab)	0.006*
	Kompozit				
Self etch	Nano	3.08±1.87^(a)	4.59±2.48 ^(ab)	6.49±2.04 ^(b)	0.005*
	Kompozit				
Universal bond	Nano	4.64±2.12	4.83±4.21	4.41±2.32	0.953
	Kompozit				
p-değeri		p:0.132	p:0.057	p:0.184	
Total etch	Akışkan	4.22±2.27	5.66±2.28	6.44±4.05	0.259
	Kompozit				
Self etch	Akışkan	4.53±2.48	3.98±2.86	6.14±3.64	0.270
	Kompozit				
Universal bond	Akışkan	4.05±3.80	5.06±2.17	6.29±3.02	0.280
	Kompozit				
p-değeri		0.932	0.316	0.983	

Aynı harfler ile gösterilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p < 0.05$).

Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde, en yüksek değer MTA kapaklama materyalinin total etch adeziv sistem kullanılarak nano kompozit restoratif materyaline bağlandığı grupta görüldü (8.42 MPa). En düşük bağlanma dayanımı değeri ise TheraCal materyalinin self etch adeziv sistemle nano kompozite bağlandığı grupta kaydedildi (3.08 MPa) ($p < 0.05$) (**Tablo 4.2**).



Şekil 4.1: Çalışmada kullanılan kapaklama materyalleri, adeziv sistemler ve kompozit materyallerine göre elde edilen bağlanma dayanımı dağılımları

4.1.1. Kapaklama Materyalleri için Adeziv Sistemlerin Bağlanma

Dayanımlarının Değerlendirilmesi

TheraCal Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

TheraCal grubunda en yüksek bağlanma dayanım değeri universal adeziv sistemin nano kompozit materyali ile bağlandığı grupta gözlemlendi (4.64 MPa). En düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ise self etch adeziv sistemin nano kompozit materyali ile bağlandığı grupta kaydedildi (3.08 MPa) ($p>0.05$). Hem nano kompozit

(**p:0.132**) hem de akışkan kompozit gruplarında adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir (**p:0.932**) (**Tablo 4.2**).

MTA Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

MTA grubunda en yüksek bağlanma dayanım değeri total etch adeziv sistemin kompozit materyali ile bağlandığı grupta gözlendi (8.42 MPa). En düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ise self etch adeziv sistemin akışkan kompozit ile bağlandığı grupta gözlendi (3.98 MPa)(**p>0.05**). Hem nano kompozit (**p:0.057**) hem de akışkan kompozit gruplarında adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık kaydedilmemiştir (**p:0.316**) (**Tablo 4.2**).

Biodentin Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Biodentin grubunda en yüksek bağlanma dayanım değeri self etch adeziv sistemin nano kompozit materyali ile bağlandığı grupta görüldü (6.49 MPa). En düşük bağlanma dayanımı ise üniversal adeziv sistemin nano kompozit ile bağlandığı grupta gözlendi (4.41 MPa). Biodentin'in çeşitli adeziv sistemlerle akışkan kompozite bağlandığı grupta değerlerin birbirine yakın olduğu kaydedildi. Biodentin grubunda adezivler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmedi (**p>0.05**) (**Tablo 4.2**).

4.1.2. Herbir Adeziv Sistem için Farklı Kapaklama Materyallerinin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

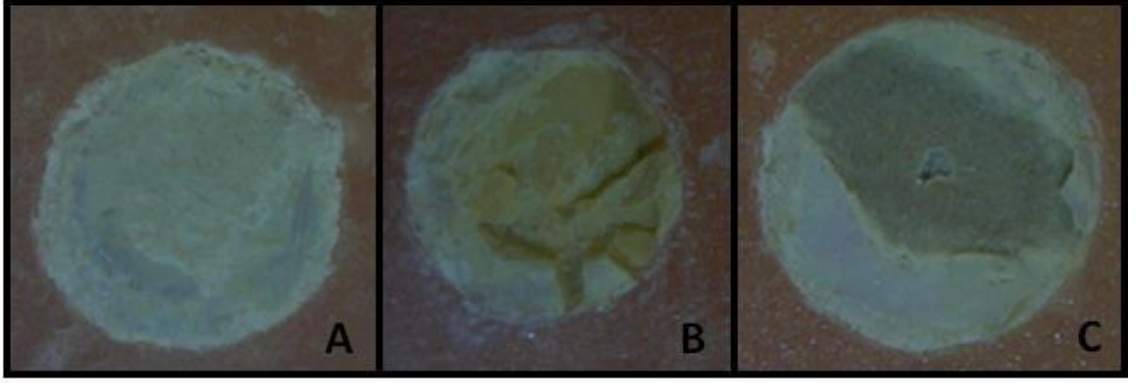
TheraCal, Biodentin ve MTA'nın total etch adeziv sistem kullanılarak nano kompozit materyaline bağlandığı grupta istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$). TheraCal, MTA ve Biodentin'in self etch adeziv sistem kullanılarak nano kompozit materyaline bağlandığı grupta da istatistiksel olarak anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$). Diğer tüm grup karşılaştırmaları için anlamlı farklılık olmadığı görüldü ($p>0.05$)(Tablo 4.2).

4.1.3. Kompozit Materyallerinin Farklı Kapaklama Materyallerine Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Hem nano kompozit hem de akışkan kompozit kullanılarak farklı kapaklama materyallerine bağlanılarak yapılan gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0.05$).

4.1.4. Stereomikroskop Analizi Bulguları

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda kapaklama materyalleri yüzeyinde gözlenen kopma tipleri **Resim 4.1** görüldü.



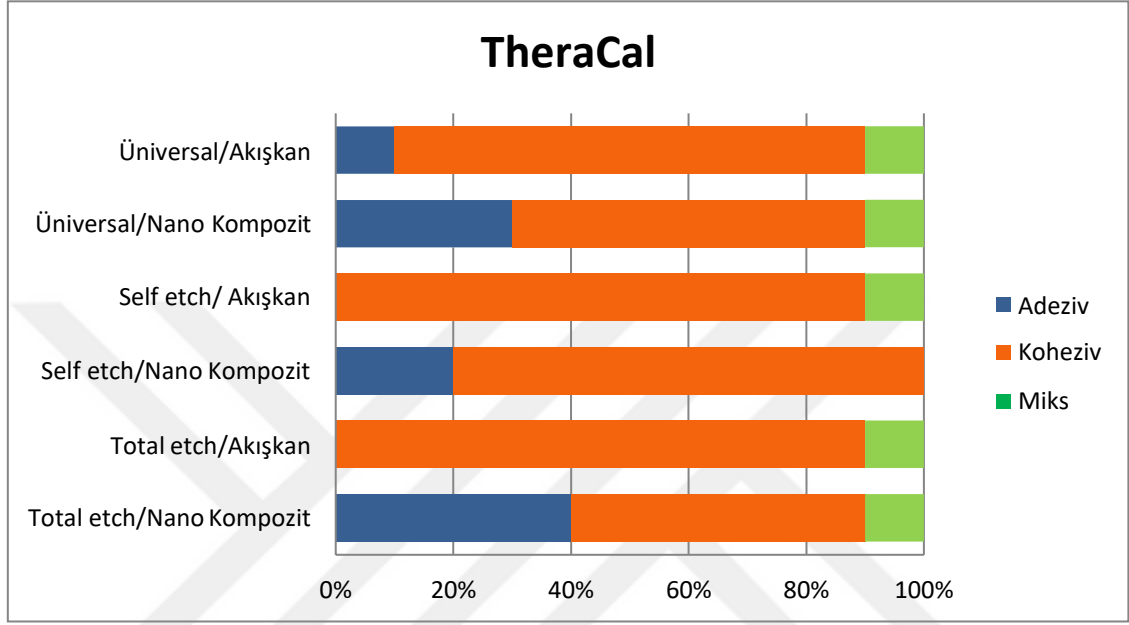
Resim4.1: Kopma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri (A: Adeziv tip kopma, B Kuafaj Materyali içinde görülen Koheziv tip kopma, Miks Kopma)

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda kapaklama materyalleri yüzeyinde gözlenen kopma tipleri dağılımları **Tablo 4.3**'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Kapaklama materyali gruplarının kopma tiplerinin dağılımları

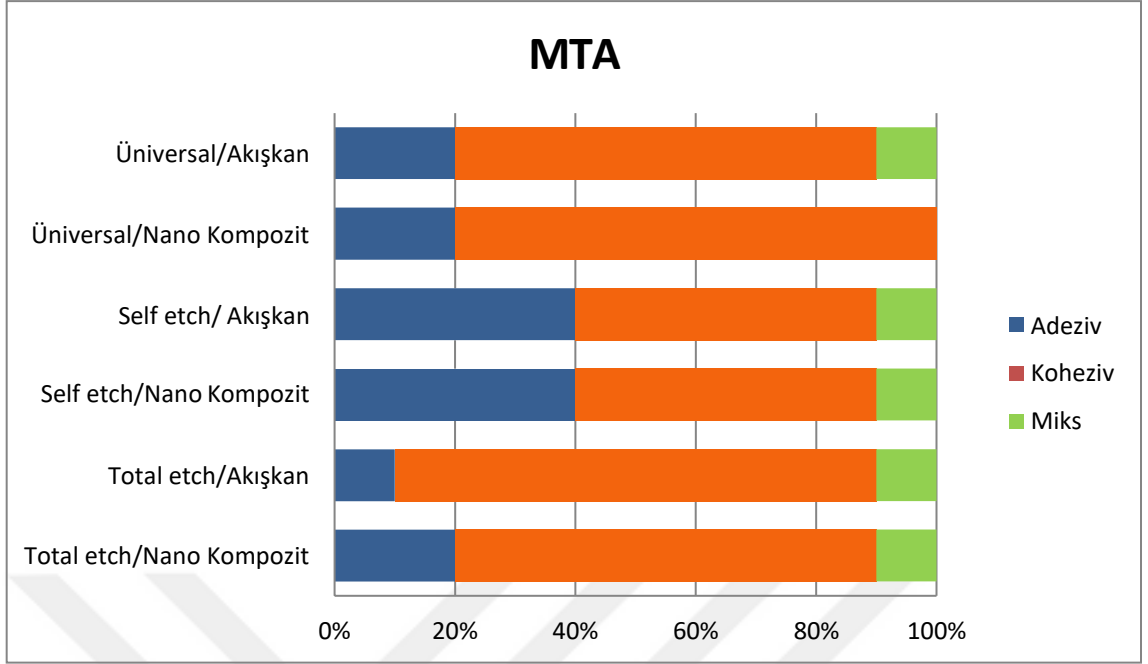
	Adeziv ajan	Kapaklama materyali	Adeziv Kopma	Koheziv Kopma (kapaklama materyali)	Mix Kopma	Toplam
Nano Kompozit	Total Etch	TheraCal	4	5	1	n=10
		MTA	2	7	1	n=10
		Biodentin	6	3	1	n=10
	Self Etch	TheraCal	2	8	0	n=10
		MTA	4	5	1	n=10
		Biodentin	3	7	0	n=10
	Üniversal	TheraCal	3	6	1	n=10
		MTA	2	8	0	n=10
		Biodentin	4	5	1	n=10
Akışkan Kompozit	Total Etch	TheraCal	0	9	1	n=10
		MTA	1	8	1	n=10
		Biodentin	2	7	1	n=10
	Self Etch	TheraCal	0	9	1	n=10
		MTA	4	5	1	n=10
		Biodentin	1	8	1	n=10
	Üniversal	TheraCal	1	8	1	n=10
		MTA	2	7	1	n=10
		Biodentin	4	5	1	n=10

Şekil 4.2’ de Theracal LC grubu, Şekil 4.3’de MTA grubu, Şekil 4.4’de Biodentin grubu kopma dağılımları grafik olarak gösterildi.



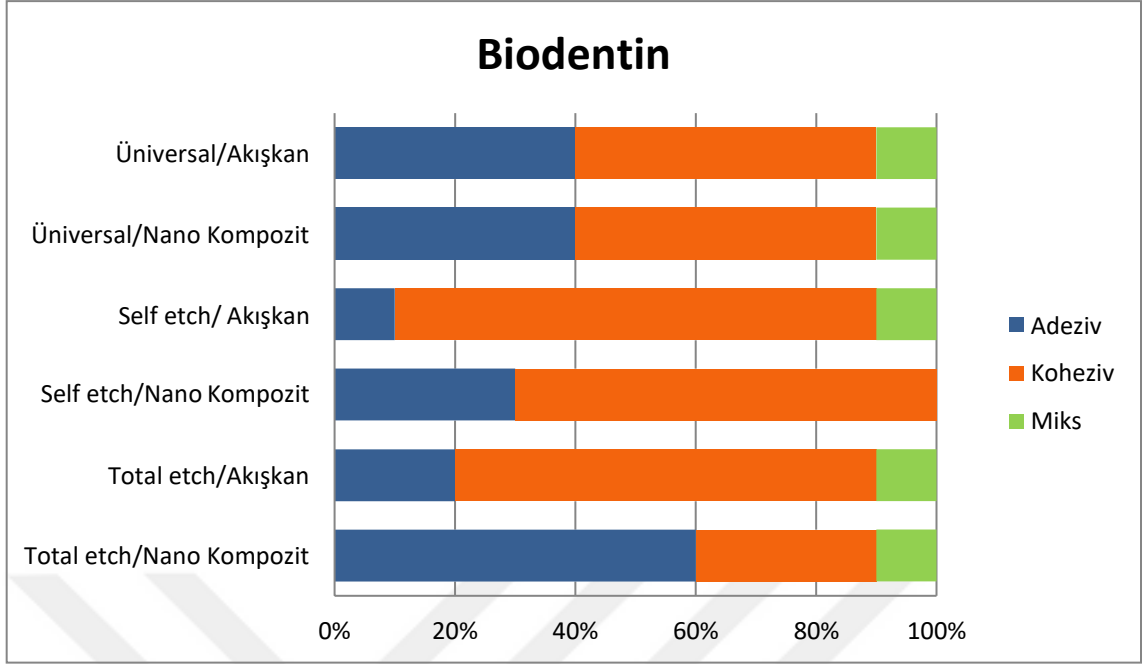
Şekil 4.2: Theracal LC gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı

Genel olarak tüm gruplar arasında Theracal LC kapaklama materyalinde koheziv tip kopma en fazla görüldü. Theracal LC materyalinde adeziv kopmanın en fazla görüldüğü grup ise total etch adeziv sistem ve nano kompozitle bağlantının sağlandığı grupta görüldü. Yalnızca self etch adeziv sistemin nano kompozit ile kullanıldığı grupta miks kopma görülmemiş olup, kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma hiç bir adeziv sistem grupta gözlenmedi (Şekil 4.2).



Şekil 4.3: MTA gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı

MTA gruplarında; adeziv kopma daha çok self etch adeziv sistemin kullanıldığı gruplarda gözlemlendi. Diğer adezivlerin kullanıldığı örneklerde ise kapaklama materyali içerisinde meydana gelen koheziv kopma daha çok görüldü. Yalnızca üniuersal adezivin nano kompozit ile kullanıldığı gruplarında miks kopma gözlenmemiş olup, kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma hiç bir adeziv sistem grupda gözlenmedi (**Şekil 4.3**).



Şekil 4.4: Biodentin gruplarında gözlenen kopma tiplerinin dağılımı

Biodentin gruplarında; adeziv kopmanın en çok görüldüğü grup total etch adeziv sistemin nano kompozit ile kullanıldığı grupta gözlendi. Diğer adezivlerin kullanıldığı örneklerde ise kapaklama materyali içerisinde meydana gelen koheziv kopma daha çok görüldü. Yalnızca self etch adezivin nano kompozit ile kullanıldığı gruplarında miks kopma gözlenmemiş olup, kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma hiç bir adeziv sistem grupda gözlenmedi (Şekil 4.4).

5. TARTIŞMA

TheraCal, MTA ve Biodentin'in farklı adeziv sistemler kullanılarak akışkan ve nano kompozit materyallerine makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmada “farklı adeziv sistemler ve kompozit materyalleri arasında bağlanma dayanımı açısından farklılık olmayacaktır” şeklindeki 2. hipotez kabul edilirken, 1. hipotez reddedilmiştir. Çünkü pulpa kapaklama materyalleri arasında anlamlı farklılık kaydedilmiştir.

Vital pulpa tedavileri; pulpayı toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa hasarını azaltacak tedavilerdir. Vital pulpa tedavilerinde amaç; pulpanın geri dönüşümlü yaralanmalarında, pulpayı uygun bir materyaller ile kapatarak tersiyer dentin oluşumunu sağlamaktır (Tziafas ve ark., 2000). Dişin canlılığının korunması prognozu açısından çok önemlidir, çünkü vital bir pulpa, biyolojik ve patolojik uyarılara karşı sekonder dentin, sklerotik dentin veya tamir dentini yapımını gerçekleştirerek dişin korunmasını sağlayabilir (Stanley, 1989). Tedavinin başarısında, pulpa hasarının derecesi, uygulanan kapaklama materyali ve bakteriyel sızıntının etkisi önemlidir (Tziafas, Belibasakis, Veis, ve Papadimitriou, 2001). Vital pulpa tedavisinde kullanılacak materyalin, bakterileri öldürme, iyi bir bakteriyel örtücülük oluşturma ve mineralizasyonu sağlama özelliğine sahip olması gerekmektedir. İdeal pulpa kapaklama materyali, uzun süreli bakteriyel sızıntıya karşı koyabilmeli ve kalan pulpa dokusunu sağlıklı duruma getirip dentin oluşumunu teşvik etmelidir (Witherspoon, 2008). Bu amaçla pulpa kapaklama prosedüründe kullanılmak üzere birçok biyoyumlu materyal geliştirilmesine rağmen, Ca(OH)₂ halen bu yeni üretilen ürünlerin karşılaştırılması ve değerlendirilmesi için altın standart olarak tercih edilen bir materyaldir (Goldberg ve

ark., 2008). Ancak Ca(OH)_2 materyalinin çözünürlük direncinin düşük olması, mikrosızıntıya neden olması, dentine zayıf bağlanma göstermesi gibi zayıf mekanik özellikleri farklı materyal arayışına sürüklemiştir (Petrou ve ark., 2014). Bu amaçla kalsiyum silikat esaslı materyaller geliştirilmiş ve kullanıma sunulmuştur (Giraud ve ark., 2019).

Pulpa kapaklama materyali ile restoratif materyal arasındaki bağlanma vital pulpa tedavilerinde oldukça önemlidir. Eğer iyi bir örtücülük sağlanamazsa bakteriler pulpaya nüfuz ederek tedavinin başarısız sonuçlanmasına neden olabilir (Tziafas ve ark., 2000).

Restoratif materyallerin adeziv özelliklerini değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntem bağlanma kuvvetini değerlendirmektir (Flury, Peutzfeldt, ve Lussi, 2014). Bağlanma kuvveti için literatürde kullanılan birkaç test yöntemi vardır (Alzraikat, Taha, Qasrawi, ve Burrow, 2016; Aydın ve Buldur, 2018). Literatürde makaslama bağlanma dayanımı bu yöntemlerden en sık kullanılanlardan biridir. Makaslama bağlanma dayanımı (SBS) testi, ekipman sayısının az ve test yönteminin daha kolay olmasından dolayı yaygın olarak tercih edilir (Armstrong ve ark., 2010). Bununla birlikte, bağlanma bölgesinde homojen olmayan stres dağılımları gibi dezavantajlar vardır (Noort, Noroozi, Howard, ve Cardew, 1989). Çalışmamızda SBS testi, pulpa kapaklama materyallerinin farklı adezivler kullanılarak nano ve akışkan kompozite bağlanma gücünü değerlendirmek için kullanılmıştır.

Kalsiyum silikat içerikli materyallerin makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili literatür incelendiğinde, çalışmaların büyük kısmının MTA ve Biodentin hakkında olduğu (Ajami ve ark., 2013; Altunsoy, Tanrıver, Ok, ve Kucukyılmaz, 2015; Çolak ve

ark., 2016; Doozaneh ve ark., 2017; Odabaş, ve ark, 2013; Oskoe ve ark., 2014; Oskoe ve ark., 2011; Shin ve ark., 2014; Tulumbacive ark., 2017; Yesilyurt, ve ark., 2009), Theracal ve BioAggregate hakkında ise sınırlı sayıda çalışma olduğu tespit edildi (Alzraikat ve ark., 2016; Atabek ve ark., 2012; Yesilyurt ve ark., 2014). Ayrıca yapılan çalışmaların genellikle kalsiyum silikat içerikli materyallerin kompozit rezine bağlanma dayanımına odaklandığı (Ajami ve ark., 2017; Ajami ve ark., 2013; Altunsoy ve ark., 2015; Alzraikat ve ark., 2016; Atabek ve ark., 2012; Cantekin ve Avcı, 2014; Çolak ve ark., 2016; Doozaneh ve ark., 2017; Jaber-İnsari, ve ark., 2013; Odabaş ve ark., 2013; Oskoe ve ark., 2014; Oskoe ve ark., 2011; Schmidt, ve ark., 2017; Shin ve ark., 2014; Tunç ve ark., 2008) diğer restoratif materyallere bağlanma dayanımı hakkında ise daha az sayıda çalışma olduğu gözlemlendi (Ajami ve ark., 2013; Bayrak ve ark., 2009; Cantekin, 2015; Doozaneh ve ark., 2017; Tulumbaci ve ark., 2017; Tunç ve ark., 2008; Yesilyurt ve ark., 2009). Bu nedenlerden dolayı, bu çalışmada, vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli MTA, Biodentin ve TheraCal'ın farklı restoratif materyallere (akışkan kompozit ve nano kompozit) makaslama bağlanma dayanımlarının farklı adeziv sistemler (total etch, self etch, üniversal bond) kullanılarak karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlandı. Çalışmamızda nano kompozit ve akışkan kompozit materyalleri arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığı izlenmiştir ($p>0.05$).

Pulpa kapaklama materyallerinin dental adezivlere bağlanma dayanımını inceleyen pek çok çalışma literatürde mevcuttur (Alzraikat ve ark., 2016; Atabek ve ark., 2012; Karadas ve ark., 2016; Tunç ve ark., 2008). MTA'nın dental adezivlere bağlanma dayanımıyla ilgili farklı sonuçlar bulunmuştur (Atabek ve ark., 2012; Bayrak ve ark., 2009; Karadas ve ark., 2016; Shin ve ark., 2014; Tunç ve ark., 2008). Bazı

çalışmalar, asidik ortamın MTA'nın fiziksel özelliklerini azaltacağını bildirmiştir (Kayahan ve ark., 2009; Shieve ark., 2009). Kayahan ve ark., asit ile aşındırmanın kalsiyum silikat içerikli materyallerin üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve asit ile aşındırmanın Angelus MTA ve CEM'nin SBS'sini önemli ölçüde azalttığı sonucuna varmıştır (Kayahan ve ark., 2009). Atabek ve ark. yapmış olduğu çalışmada da, MTA'nın iki aşamalı self etch adeziv sistemi kullanılarak elde edilen bağlanma dayanımı değeri, tek aşamalı self etch adeziv sistem ve total etch adeziv sistemlerinden önemli ölçüde daha yüksek bağlanma dayanımı değeri gösterdiği sonucuna varmıştır (Atabek ve ark., 2012). Genellikle bu çalışmalarda MTA'nın total etch sistemlere daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (Atabek ve ark., 2012; Bayrak ve ark., 2009; Tunç ve ark., 2008). Lee Seok-Ryun ve diğ. (Lee, Moon, Hwang ve Seo, 2014), asit ile aşındırma prosedürünün kompozit rezin ve MTA arasındaki bağ üzerindeki etkisini incelemiştir. Sonuçlar asit ile aşındırma prosedürünün MTA yüzeyinin ıslanabilirliğini ve MTA ile kompozit rezin arasındaki bağlanma kuvvetini arttırdığını gösterdi. Alzraikat ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada ProRootMTA grupları kendi içinde kıyaslandığında total etch adeziv uygulanan grupların tek aşamalı self etch adeziv uygulanan gruplara göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir (Alzraikat ve ark., 2016). Yaptığımız çalışmada da en yüksek bağlanma dayanım değeri MTA kapaklama materyalinin total etch adeziv sistem kullanılarak nano kompozit materyaline bağlandığı grupta kaydedildi (8.42 MPa), diğer adeziv sistemler ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Bunun yanında yapılan çalışmalarda total etch sistemlerde uygulanan asitin, MTA yüzeyinde çatlaklara neden olduğu ve MTA'nın yüzey özelliklerini değiştirdiği bildirilmiştir (Karadas ve ark., 2016; Kayahan ve ark., 2009;

Shin ve ark., 2014). Yapılan bir çalışmada; MTA üzerine asit uygulanmasından sonra yapılan SEM incelemelerinde, MTA'nın sertleşmesinden sonra oluşan amorf yapılar ve kristallerin yer yer kaybedildiği gözlenmiş ve 'bal peteği' görüntüsü oluşmuştur. Bu ekspoz kristal yapılar, mikro düzeyde retantif alanlar oluşturarak adeziv ajanın tutuculuğunu artırır ve mikromekanik tutunma gözlenir (Kayahan ve ark., 2009; Shin ve ark., 2014).

Yapılan çalışmalarda materyalin optimum fiziksel özelliklerine ulaşması için MTA'nın karıştırıldıktan sonra restoratif prosedürlerin en az 96 saat ertelenmesi gerektiği rapor edilmiştir (Kayahan ve ark., 2009, Bodanezi ve ark., 2008). Karıştırmadan 96 saat sonra asitle aşındırma sonucu MTA'nın yüzeyindeki değişiklikler, kompozit rezin restorasyonlarının yerleştirilmesinden önce bağlanma üzerinde potansiyel yararlı etkilere sahip olabilen bir yapıyı göstermektedir. Bu bilgilerden hareketle pulpa kapaklama materyallerini hazırladıktan sonra yeterli fiziksel özelliklere sahip olmaları için 96 sa beklettikten sonra makaslama testi değerlendirilmiştir.

Odabas ve ark. yapmış olduğu çalışmada kompozit rezinin Biodentin ile bağlanma dayanımını üç farklı adeziv sistemle iki zaman aralığında değerlendirmişler ve çalışmamıza benzer şekilde Biodentin'in kendi içerisindeki karşılaştırmada, en yüksek bağ dayanımını iki aşamalı self etch adeziv grubunda kaydetmişlerdir (Odabaş ve ark., 2013).

Yapmış olduğumuz çalışmanın sonuçlarına göre, TheraCal, MTA ve Biodentin arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardı ve Biodentin'nin bağlanma dayanım değerleri MTA ve TheraCal ile karşılaştırıldığında daha yüksekti. Bunun Biodentin'in biyomineralizasyon yeteneğinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Guneser,

Akbulut, ve Eldeniz, 2013). Daha küçük partikül boyutu ve muntazam bileşenler, Biodentin'in dentin ile daha iyi kilitlenmesinde rol oynayabilir (Pradeep, ve ark., 2018). Ayrıca, Bachoo ve ark. Biodentin'in ilk sertleşme reaksiyonunun yaklaşık 12 dakika sürdüğünü ve tam sertleşmesini tamamlamasının 2 hafta-1 ay içinde gerçekleştiğini rapor etmişlerdir (Bachoo ve ark., 2013). Bizim çalışmamızda da tüm örnekler hazırlandıktan sonra test öncesi 96 sa nemli pamuk palet ile bekletildiler. Sonuç olarak, Biodentin sertleşme reaksiyonu, Biodentin ve materyal arasındaki bağ kuvvetini etkileyebilir.

Adezivlerde farklı fonksiyonel monomerler kullanılmaktadır. 10-Metakriloiloksidodesil Dihidrojen Fosfat(MDP) monomeri, kalsiyum ile kimyasal olarak bağlanmakta ve böylece mikromekanik bağlanmayı ve kimyasal adezyonu arttırmaktadır (Hashem, Foxton, Manoharan, Watson, ve Banerjee, 2014; Yoshida ve ark., 2004). Çalışmamızda kullandığımız self etch adeziv olan Clearfil SE bond ve universal adeziv olan All bond içeriğinde kalsiyum ile iyonik bağ yapabilen 10-MDP monomeri bulundurmasına rağmen düşük bağlanma değerleri göstermiştir. İçeriğinde 10-MDP olan bu iki adezivin ayrıca monofonksiyonel rezin monomer olarak HEMA içermesi ve HEMA'nın kalsiyuma bağlanmada 10-MDP ile yarışarak, 10-MDP-Ca bağlanma miktarını azaltması toplam bağlanma etkinliğini düşürebilir (Yoshida ve ark., 2012). Bu durum çalışmamızda bulunan değerlerin düşük olmasında bir diğer etken olabilir.

Self etch sistemleri yapılarında asidik ve hidrofilik monomer bulundurulur ve durulanma gereksinimleri yoktur. Uygulama basamakları azaltıldığı için daha az teknik hassasiyet gerektirirler (Al-Nahedh ve Ateyah, 2006; Kanca, 1992). Bununla birlikte, self etch sistemlerinin etkinliği ile ilgili bazı tartışmalar vardır. Bir kısım araştırmacılar,

total etch tekniği ile daha etkili bağlanma dayanımı sağladıklarını gözlemlemiş (Arnold, ve ark., 2002; Borges,ve ark.,2007), diğerleri ise önemli ölçüde daha düşük bağlanma kuvveti rapor etmişlerdir (Bisharave ark.,2002; Bisharave ark., 2001). Araştırmacılar self etch adezivlerin düşük performans sergilemesinin nedenleri olarak; asidik hidrofilik ve hidrofobik monomer kombinasyonunun adezivin polimerizasyonunu engellemesi, adeziv polimerin düşük bağlanma göstermesi, ışık aktivasyonu boyunca oksijen inhibisyon etkisi nedeniyle rezin monomerin düşük derecede polimerizasyon göstermesine bağlamıştır (Borges ve ark., 2007).

Literatüre göre (Jacobsen ve Söderholm, 1995) adeziv sistemlerdeki su içeriği, monomerlerin eksik polimerizasyonu nedeniyle daha düşük bağlanma dayanımına neden olabilir. Ayrıca, MTA'nın su içermesi, self etch adezivlerin polimerizasyonunu etkilebilir ve MTA-adeziv bağlanma gücü değerinin azalmasına yol açabilir. Bizim kullandığımız Clearfil SE Bond ve All Bond Universal adezivler su içermektedir. Dolayısıyla çalışmamızda kullandığımız su bazlı adeziv sistemlerde görülen düşük bağlanma dayanım değerleri buna bağlanabilir.

Günümüzde hem self etch hem de total etch teknikle uygulanabilen, 'üniversal' ya da 'multi-mode' olarak sınıflandırılan self etch adezivler piyasaya sürülmüştür (Hanabusa ve ark., 2012). Üretici firmalar tarafından her iki uygulama tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediği belirtilmiş, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjinlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabilereği bildirilmiştir (Marchesi ve ark., 2014). Pazarlama açısından bakıldığında, üniversal adezivler klinisyene total etch, self etch veya selektif mine aşındırması modunda kullanım için uygulama özgürlüğünü sunan son derece yenilikçi ürünlerdir (Chen ve ark., 2015).

Bir adeziv sistemin en önemli bileşenlerinden birisi de içerdiği çözücüsüdür. Adeziv sistemlerde sıklıkla kullanılan çözücüler; su, aseton ve etanoldür. Bağlanılacak yüzeye difüzyonları sonrası bu çözücülerin mutlaka adezivden uzaklaştırılmaları gerekir. Çünkü artık olarak kalan çözücüler monomerlerin seyrelmesine yol açarak polimerizasyonu tehlikeye sokabilmekte; adeziv tabakada boşluklara ve adeziv tabakanın geçirgenliğinin artmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle bu çözücülerin buharlaşarak adezivden uzaklaşmaları adeziv sisteminin bağlanma kuvveti için çok önemlidir. Buharlaşma ise buhar basıncı ile ilişkili olup çözücünün yüksek buhar basıncına sahip olması daha hızlı buharlaşacağı ve daha hızlı bir şekilde arayüzden uzaklaşacağı anlamına gelmektedir (Carneiro, ve ark., 2010). Araştırmamızda kullandığımız üniversal adezivin çözücüsü ise etanoldür. Bu adezivin çalışmada düşük bağlanma değerleri göstermesi etanolün düşük buhar basıncına bağlanabilir (Atabek ve ark., 2012).

Bağlanma kuvvetinin ölçülmesinde dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli nokta, materyalin başlangıç sertleşmesinden hemen sonra test edilmemesidir; bu, restore edilen dişlerin derhal çiğneme stresine maruz kaldığı gerçek klinik senaryodur (Kaup, Dammann, Schäfer, ve Dammaschke, 2015). Bizim çalışmamızda numuler, yaklaşık 5 güne kadar herhangi bir yük olmadan depolanmış ve makaslama tabi tutulmuş bu da sonuçları etkilemiş olabilir. Etkilenen dentinde, makaslama bağlanma kuvveti daha düşük olabilir. Bu nedenle laboratuvar ortamında gerçekleştirilen bağlanma kuvveti değerleri yorumlanmalı ve klinik duruma dikkatle aktarılmalıdır (Erickson ve Glasspoole, 1994).

Restoratif materyaller ile kaide materyali arasındaki bağ kuvveti, restoratif diş tedavilerinin kalitesi için oldukça önemlidir. Büzülme kuvvetlerine yeterince direnç

göstererek boşluksuz restorasyon marjları oluşturmak için 17 MPa ile 20 MPa arasında değişen bir bağ kuvvetinin gerekli olabileceği tahmin edilmektedir (Al-Sarheed, 2006; Davidson, De Gee, ve Feilzer, 1984). Cantekin ve Avcı ProRoot MTA'nın kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımı üzerine asit uygulamasının etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında 96 saat sonra 8.9 MPa olarak saptamışlardır (Cantekin ve Avcı, 2014). Araştırmamızda ProRoot MTA'nın nano kompozite makaslama bağlanma dayanım değeri Cantekin ve Avcı (Cantekin ve Avcı, 2014)'nın yaptığı çalışmalara yakın değerlerde bulunmuştur. Shin ve ark. (Shin ve ark., 2014), sertleşme süresi olarak bir hafta bekletilen ProRoot MTA'nın, Clearfil SE Bond kullanılarak kompozit rezine bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, ortalama bağlanma dayanımın 5.29 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Karadas ve ark. (Karadas ve ark., 2016) yaptıkları çalışmada TheraCal'ın kompozit rezine bağlanma dayanım değerinin 10.88 MPa, Alzraikat ve ark. (Alzraikat ve ark., 2016) ise 14.78 MPa olduğunu bulmuşlardır. Cantekin (Cantekin, 2015) ise yaptığı çalışmada TheraCal'ın kompozit rezine bağlantısının (19.3 MPa) yüksek olduğunu bildirmiştir. Araştırmamızda TheraCal'ın nano kompozite ortalama makaslama bağlanma dayanım değerinin 3.48 MPa olarak saptandı. Odabaş ve ark. (Odabaş ve ark., 2013), farklı adeziv sistemleri kullanılarak Biodentin'in kompozite SBS değerlerinin 15 ila 19 MPa arasında değiştiğini bildirmiştir. Çalışmamızda elde edilen pulpa kapaklama materyalleri ile restoratif materyal olarak kullanılan nano ve akışkan kompozit rezin arasındaki bağlanma dayanımının ideal bağlanma için yeterli olmadığı görülmüştür.

Teorik olarak; bir adeziv tabaka aracılığıyla, substrat ve bağlanan materyal arasındaki bağlantı bağlanma kuvveti olarak tanımlanır. Ancak pratikte kopma sadece bağlantı yerinde meydana gelmemekte; bağlanan materyal, substrat ya da her ikisinde

birden oluşabilmektedir. Gerçekte ölçülen, belirli bir yük altında sistemin kırılma kuvvetidir ve dikkatli bir şekilde bağ kuvveti olarak yorumlanmalıdır (Erickson ve Glasspoole, 1994). Bu nedenle, materyalin rijitliği (sertliği) bağ kuvvetinin yorumlanması üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve dentin ile gerçek klinik bağ muhtemelen burada verilen verilerden farklıdır (Erickson ve Glasspoole, 1994). Çalışmamızda pulpa kapaklama materyallerine farklı adeziv ajanlar uygulandığında gözlenen kopma tipleri adeziv, koheziv ve mix kopma olmak üzere üç grupta değerlendirildi. Adeziv kopma tipi zayıf bağlanma dayanımını gösterirken (Alzraikat ve ark., 2016), kompozit materyali içinde gerçekleşen koheziv kopma kuvvetli bağlanmanın belirtisi olabilir. Yaptığımız çalışmada; kapaklama materyali gruplarının neredeyse bütün örneklerinde adeziv veya kapaklama materyali içinde meydana gelen koheziv kırılma gözlenmiştir. MTA ve Biodentin gruplarında, pulpa kapaklama materyalleri içinde meydana gelen koheziv kırılmanın fazla gözlenmesi, MTA'nın kırılma, kumlu- taneli yapıda olmasından ve su içermesinden kaynaklanıyor olabilir. Bu durum, geçmişte yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Alzraikat ve ark., 2016; Karadas ve ark., 2016). El-Kalla ve Garcia-Godoy dentin ya da restoratif materyalde koheziv kırığın daha sık görülmesinin materyalin iç dayanıklılığının düşüklüğüne ya da bağlanma kuvvetinin materyal içi dayanıklılıktan yüksek olmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir (El-Kalla ve Garcia-Godoy 1998). Geleneksel bağlanma dayanım testlerinde geniş yüzey alanına sahip örnekler kullanılmasına bağlı olarak dentin-rezin arasındaki stres dağılımının homojen olmadığı, bunun sonucunda da genellikle materyalin kendi içerisinde oluşan koheziv tip kopmanın meydana geldiği belirtilmiştir (Pashley, 1999, Perinka, 1992). Çalışmamızda pulpa kapaklama materyallerinde

gözlenen koheziv kopma yönündeki eğilimin nedenlerinden birisinin de bu homojen olmayan stres dağılımı olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamız in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olup ağız içi ortamın (okluzal stresler, kan-tükürük kontaminasyonu vb.) bütünüyle çalışmaya yansıtılması mümkün değildir. Bu nedenle materyallerin gerçek bağlanma performanslarının araştırılması için in vitro çalışmaların, mutlaka klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.



6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dâhilinde elde edilen bulgulara göre;

- Uygun vaka seçiminin, biyouyumlu bir kapaklama ajanı ve sızdırmaz bir restorasyon materyali tercih edilmesinin pulpa tedavisinin başarısında kritik öneme sahip olduğu düşünülmektedir.
- Vital pulpa tedavilerinde kullanılan kalsiyum silikat içerikli pulpa kapaklama materyalleri ile rezin esaslı nano ve akışkan yapıdaki restoratif materyallerinin bağlanma dayanımlarında adeziv sistem tercihi etkili olabilir.
- Biodentin, bağlanma dayanımı açısından diğer kapaklama materyallerinden daha yüksek değer göstermesi, sertleşme süresinin daha kısa olması ve manipülasyonunun daha kolay olması nedeniyle MTA'ya alternatif olarak tercih edilebilir.
- Önümüzdeki çalışmalarda üniversal sistemler hem asitli hem asitsiz formda kullanılarak asit uygulamasının üniversal sistemlerde bağlanma dayanımına etkisi diğer sistemlerle kıyaslanarak incelenebilir.
- Piyasada bir dizi farklı adeziv materyali ve rezin kompoziti bulunduğundan, farklı materyaller ile farklı sonuçlar elde edilebilir. Bununla ilgili daha fazla çalışma gereklidir ve klinisyenler için değerli bilgiler sağlayabilir.

7. KAYNAKLAR

- Ajami, A.-A., Bahari, M., Hassanpour-Kashani, A., Abed-Kahnamoui, M., Savadi-Oskoe, A., & Azadi-Oskoe, 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), e906.
- Ajami, A. A., Navimipour, E. J., Oskoe, S. S., Kahnamoui, M. A., 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 ental research, dental clinics, dental prospects*, 7(3), 164.
- Al-Hezaimi, K., Al-Shalan, T. A., Naghshbandi, J., Oglesby, S., Simon, J. H., & Rotstein, I. (2006). Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *Journal of endodontics*, 32(11), 1053-1056.
- Al-Nahedh, H., & Ateyah, N. (2006). Effect of different bonding conditions on the shear bond strength of two compomers to bovine dentin. *J Contemp Dent Pract*, 7(4), 1-9.
- Al-Sarheed, M. A. (2006). Evaluation of shear bond strength and SEM observation of all-in-one self-etching primer used for bonding of fissure sealants. *J Contemp Dent Pract*, 7(2), 9-16.
- Al-Zayer, M. A., Straffon, L., Feigal, R., & Welch, K. (2003). Indirect pulp treatment of primary posterior teeth: a retrospective study. *Pediatric Dentistry*, 25(1), 29-36.
- Alaşam, T. (2000). Dentin ve pulpa tedavileri. *Endodonti, II. Baskı, Bölüm 6*, 107, 157.
- Altunsoy, M., Tanriver, M., Ok, E., & Kucukyilmaz, E. (2015). Shear bond strength of a self-adhering flowable composite and a flowable base composite to mineral trioxide aggregate, calcium-enriched mixture cement, and Biodentine. *Journal of endodontics*, 41(10), 1691-1695.
- Alzraikat, H., Taha, N. A., Qasrawi, D., & Burrow, M. F. (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal*, 35(6), 881-887.

- Aminoshariae, A., Hartwell, G. R., & Moon, P. C. (2003). Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *Journal of Endodontics*, 29(10), 679-682.
- An, S., Gao, Y., Ling, J., Wei, X., & Xiao, Y. (2012). Calcium ions promote osteogenic differentiation and mineralization of human dental pulp cells: implications for pulp capping materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 23(3), 789-795.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
- Arandi, N. Z., & Rabi, T. (2018). TheraCal LC: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. *International journal of dentistry*, 2018.
- Armstrong, S., Geraldeli, 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), e50-e62.
- Arnold, R. W., Combe, E. C., & Warford Jr, J. H. (2002). Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 274-276.
- Asgary, S., Kamrani, F. A., & Taheri, S. (2007). Evaluation of antimicrobial effect of MTA, calcium hydroxide, and CEM cement. *Iranian endodontic journal*, 2(3), 105.
- Atabek, D., Sillelioğlu, H., & Ölmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of endodontics*, 38(9), 1288-1292.
- 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.
- Bachoo, I., Seymour, D., & Brunton, P. (2013). A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *British dental journal*, 214(2), E5.
- Bayırlı, G., & Tedavisi, Ş. Ş. K. D. (1982). İstanbul: Dünya Tıp Kitapevi Ltd: Şti.
- Bayne, S. C. (2005). Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of dental education*, 69(5), 571-585.

- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, *129*(5), 567-577.
- Bayrak, S., TUNÇ, E. S., Saroglu, I., & Egilmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental materials journal*, *28*(1), 62-67.
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*, *28*(4), 449-456.
- Bhavana, V., Chaitanya, K. P., Gandi, P., Patil, J., Dola, B., & Reddy, R. B. (2015). Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *Journal of conservative dentistry: JCD*, *18*(1), 44.
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F., & Warren, J. J. (2002). Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, *72*(3), 199-202.
- Bishara, S. E., VonWald, L., Laffoon, J. F., & Warren, J. J. (2001). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *119*(6), 621-624.
- Bjørndal, L. (2008). Indirect pulp therapy and stepwise excavation. *Pediatric dentistry*, *30*(3), 225-229.
- Bjørndal, L., Reit, C., Bruun, G., Markvart, M., Kjældgaard, M., Näsman, P., . . . Fransson, H. (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.
- Bodanezi, A., Carvalho, N., Silva, D., Bernardineli, N., Bramante, C. M., Garcia, R. B., & Moraes, I. G. d. (2008). Immediate and delayed solubility of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Journal of Applied Oral Science*, *16*(2), 127-131.

- Bodecker, C. F. (1938). Histologic evidence of the benefits of temporary fillings and the successful pulp capping of deciduous teeth. *The Journal of the American Dental Association and The Dental Cosmos*, 25(5), 777-788.
- Bogen, G., & Chandler, N. P. (2010). Pulp preservation in immature permanent teeth. *Endodontic Topics*, 23(1), 131-152.
- 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.
- Braga, R. R., Meira, J. B., Boaro, L. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38-e49.
- Briso, A. L. F., Rahal, V., Mestrener, S. R., & Dezan Junior, E. (2006). Biological response of pulps submitted to different capping materials. *Brazilian oral research*, 20(3), 219-225.
- Camilleri, J., Laurent, P., & About, I. (2014). Hydration of biodentine, theracal lc, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1846-1854.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., & Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials*, 29(5), 580-593.
- Camp, J. H. (2008). Diagnosis dilemmas in vital pulp therapy: treatment for the toothache is changing, especially in young, immature teeth. *Pediatric dentistry*, 30(3), 197-205.
- Cannon, M., Gerodias, N., Vieira, A., Percinoto, C., & Jurado, R. (2014). Primate pulpal healing after exposure and TheraCal application. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 38(4), 333-337.
- CANTEK? N, K., & AVC?, S. (2014). Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine®). *Journal of applied oral science*, 22, 302-306.
- Cantekin, K. (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(2), 143-148.

- Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., e Souza, S., de Almeida Rodrigues, P., & Góes, M. F. d. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207-214.
- Carrotte, P. (2005). Endodontic treatment for children. *British dental journal*, 198(1), 9.
- Cetin, A. R., & Unlu, N. (2009). One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental Materials Journal*, 28(5), 620-626.
- Chen, C., Niu, L.-N., Xie, H., Zhang, Z.-Y., Zhou, L.-Q., Jiao, K., . . . Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of dentistry*, 43(5), 525-536.
- 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.
- Cohenca, N., Paranjpe, A., & Berg, J. (2013). Vital pulp therapy. *Dental Clinics*, 57(1), 59-73.
- Cramer, N., Stansbury, J., & Bowman, C. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*, 90(4), 402-416.
- Croll, T., Pascon, E., & Langeland, K. (1987). Traumatically injured primary incisors: a clinical and histological study. *ASDC journal of dentistry for children*, 54(6), 401-422.
- Croll, T. P. (2000). Simplified resin-based composite sealant. *ASDC journal of dentistry for children*, 67(3), 182.
- Çolak, H., Tokay, U., Uzgur, R., Uzgur, Z., Ercan, E., & Hamidi, M. M. (2016). The effect of different adhesives and setting times on bond strength between Biodentine and composite. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 14(2), 217-222.
- Çürükleri, K. F. D. (1981). Altın Matbaacılık: İstanbul.
- Dammaschke, T. (2012). A new bioactive cement for direct pulp capping. *Int Dent-Aust ed*, 7, 52-58.

- Davidson, C., De Gee, A., & Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research*, 63(12), 1396-1399.
- Dawood, A., Manton, D., Parashos, P., Wong, R., Palamara, J., Stanton, D., & Reynolds, E. (2015). The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Australian dental journal*, 60(4), 434-444.
- Dawood, A. E., Parashos, P., Wong, R. H., Reynolds, E. C., & Manton, D. J. (2017). Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 8(2), e12195.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi*.
- De-Deus, G., Canabarro, A., Alves, G., Linhares, A., Senne, M. I., & Granjeiro, J. M. (2009). Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *Journal of Endodontics*, 35(10), 1387-1390.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999-1007.
- Dejou, J., Raskin, A., & Colombani, J. (2005). About I. Physical, chemical and mechanical behavior of a new material for direct posterior fillings. *Eur Cell Mater*, 10(Suppl 4), 22.
- Demarco, F. F., Collares, K., Correa, M. B., Cenci, M. S., MORAES, R. R. d., & Opdam, N. J. (2017). Should my composite restorations last forever? Why are they failing? *Brazilian oral research*, 31.
- Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., & Opdam, N. J. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental materials*, 28(1), 87-101.
- Demirci, M., Tuncer, S., Öztaş, E., Tekçe, N., & Uysal, Ö. (2015). A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. *Clinical oral investigations*, 19(9), 2187-2199.
- Dentistry, A. A. o. P. (2009). Guideline on pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *Pediatr Dent*, 31, 179-186.

- Doozaneh, M., Koochpeima, F., Firouzmandi, M., & Abbassiyan, F. (2017). Shear bond strength of self-adhering flowable composite and resin-modified glass ionomer to two pulp capping materials. *Iranian endodontic journal*, *12*(1), 103.
- Duarte, P., Giro, E., & Hebling, J. (2008). Cytotoxic effects and pulpal response caused by a mineral trioxide aggregate formulation and calcium hydroxide. *American journal of dentistry*, *21*(4), 255-261.
- Duke, E. (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dental Clinics of North America*, *37*(3), 329-340.
- Dumsha, T., & Hovland, E. (1985). Considerations and treatment of direct and indirect pulp-capping. *Dental clinics of North America*, *29*(2), 251-259.
- Edgar, W. M. (1990). Saliva and dental health. Clinical implications of saliva: report of a consensus meeting. *British dental journal*, *169*(4), 96.
- Ekambaram, M., Yiu, C. K. Y., & Matinlinna, J. P. (2015). An overview of solvents in resin–dentin bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, *57*, 22-33.
- 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*, 664.
- ERICKSON, R. L., & GLASSPOOLE, E. A. (1994). Bonding to Tooth Structure: A Comparison of Glass-Ionomer and Composite-Resin Systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *6*(5), 227-244.
- Fava, L., & Saunders, W. (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *International endodontic journal*, *32*(4), 257-282.
- Featherstone, J. (2008). Dental caries: a dynamic disease process. *Australian dental journal*, *53*(3), 286-291.
- Fejerskov, O., & Kidd, E. (2009). *Dental caries: the disease and its clinical management*: John Wiley & Sons.
- 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.
- Fontana, M., & Zero, D. T. (2006). Assessing patients' caries risk. *The Journal of the American Dental Association*, *137*(9), 1231-1239.

- Frank, R., & Voegel, J. (1980). Ultrastructure of the human odontoblast process and its mineralisation during dental caries. *Caries research*, *14*(6), 367-380.
- Fuks, A. B. (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dental Clinics of North America*, *44*(3), 571-596, vii.
- Fuks, A. B. (2008). Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and treatment perspectives. *Pediatric dentistry*, *30*(3), 211-219.
- Fusayama, T., Okuse, K., & Hosoda, H. (1966). Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *Journal of Dental Research*, *45*(4), 1033-1046.
- Gandolfi, M., 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.
- García-Godoy, F., & Hicks, M. J. (2008). Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *The Journal of the American Dental Association*, *139*, 25S-34S.
- García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., & Galve, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, *11*(2), E215-220.
- Gardner, D. E., Mitchell, D. F., & McDonald, R. E. (1971). Treatment of pulps of monkeys with vancomycin and calcium hydroxide. *Journal of dental research*, *50*(5), 1273-1277.
- 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.
- Giraud, T., Jeanneau, C., Rombouts, C., Bakhtiar, H., Laurent, P., & About, I. (2019). Pulp capping materials modulate the balance between inflammation and regeneration. *Dental Materials*, *35*(1), 24-35.

- Go, G. (2018). Does Classification of Composites for Network Meta-analyses Lead to Erroneous Conclusions?
- Goldberg, M., Farges, J.-C., Lacerda-Pinheiro, S., Six, N., Jegat, N., Decup, F., . . . Chaussain-Miller, C. (2008). Inflammatory and immunological aspects of dental pulp repair. *Pharmacological research*, 58(2), 137-147.
- Gomes-Filho, J. E., de Faria, M. D., Bernabé, P. F. E., Nery, M. J., Otoboni-Filho, J. A., Dezan-Júnior, E., . . . Cannon, M. (2008). Mineral trioxide aggregate but not light-cure mineral trioxide aggregate stimulated mineralization. *Journal of endodontics*, 34(1), 62-65.
- 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.
- Grech, L., Mallia, B., & Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials*, 29(2), e20-e28.
- Gresnigt, M. M., Kalk, W., & Özcan, M. (2012). Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. *Journal of dentistry*, 40(9), 766-775.
- Gruythuysen, R., van Strijp, G., & Wu, M.-K. (2010). Long-term survival of indirect pulp treatment performed in primary and permanent teeth with clinically diagnosed deep carious lesions. *Journal of endodontics*, 36(9), 1490-1493.
- 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.
- Han, L., & Okiji, T. (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. *International endodontic journal*, 44(12), 1081-1087.
- 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.

- Hanks, C., Strawn, S., Watahai, J., & Craig, R. (1991). Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *Journal of dental research*, 70(11), 1450-1455.
- Hansen, S. W., Marshall, J. G., & Sedgley, C. M. (2011). Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *Journal of endodontics*, 37(4), 502-506.
- Hargreaves, K. M., & Berman, L. H. (2015). *Cohen's pathways of the pulp expert consult*: Elsevier Health Sciences.
- Hargreaves, K. M., Goodis, H. E., & Tay, F. R. (2012). *Seltzer and Bender's dental pulp*: Quintessence Chicago.
- Hashem, D., Mannocci, F., Patel, S., Manoharan, A., Brown, J., Watson, T., & Banerjee, A. (2015). Clinical and radiographic assessment of the efficacy of calcium silicate indirect pulp capping: a randomized controlled clinical trial. *Journal of dental research*, 94(4), 562-568.
- 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.
- 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.
- Hayashi, Y., Imai, M., Yanagiguchi, K., Vilorio, I. L., & Ikeda, T. (1999). Hydroxyapatite applied as direct pulp capping medicine substitutes for osteodentin. *Journal of endodontics*, 25(4), 225-229.
- Health, U. D. o., & Services, H. (2000). Oral health in America: a report of the Surgeon General. *NIH publication*, 155-188.
- Heinrich-Weltzien, R., & Kneist, S. (2001). Deep cavities. *Tissue preservation in caries treatment*. London: Quintessence, 263-274.
- Heydecke, G., Zhang, F., & Razzoog, M. E. (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 551-557.

- Heymann, H. O., Ritter, A. V., & Roberson, T. M. (2014). Introduction to composite restorations. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*, 216.
- Hicks, J., Garcia-Godoy, F., & Flaitz, C. (2004). Biological factors in dental caries: role of saliva and dental plaque in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 1). *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 28(1), 47-52.
- Hilton, T., Ferracane, J., Mancl, L., & Dentistry, N. P.-b. R. C. i. E.-b. (2013). Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. *Journal of dental research*, 92(7_suppl), S16-S22.
- Hilton, T. J. (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Operative dentistry*, 34(5), 615-625.
- Hinata, G., Yoshiba, K., Han, L., Edanami, N., Yoshiba, N., & Okiji, T. (2017). Bioactivity and biomineralization ability of calcium silicate-based pulp-capping materials after subcutaneous implantation. *International endodontic journal*, 50, e40-e51.
- Hu, C.-C., Zhang, C., Qian, Q., & Tatum, N. B. (1998). Reparative dentin formation in rat molars after direct pulp capping with growth factors. *Journal of Endodontics*, 24(11), 744-751.
- Hujoel, P. (2009). Dietary carbohydrates and dental-systemic diseases. *Journal of Dental Research*, 88(6), 490-502.
- Humphrey, S. P., & Williamson, R. T. (2001). A review of saliva: normal composition, flow, and function. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(2), 162-169.
- Islam, I., Chng, H., & Yap, A. (2006). X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *International endodontic journal*, 39(3), 220-225.
- Jaber, L., Mascres, C., & Donohue, W. B. (1991). Electron microscope characteristics of dentin repair after hydroxylapatite direct pulp capping in rats. *Journal of oral pathology & medicine*, 20(10), 502-508.
- Jaberi-Ansari, Z., Mahdilou, M., Ahmadyar, M., & Asgary, S. (2013). Bond strength of composite resin to pulp capping biomaterials after application of three different bonding systems. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 7(3), 152.

- Jacobsen, T., & Söderholm, K.-J. (1995). Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials, 11*(2), 132-136.
- 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 and experimental dentistry, 9*(7), e892.
- 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.
- Jha, M., Patil, S. D., Sevekar, S., Jogani, V., & Shingare, P. (2011). Pediatric Obturating Materials Pediatric Obturating Materials And Techniques echniques. *Journal of Contemporary Dentistry* • October-December, 1(2), 27.
- Kanca, J. (1992). Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *The Journal of the American Dental Association, 123*(9), 35-43.
- Karadas, M., Cantekin, K., Gumus, H., Ateş, S. M., & Duymuş, Z. Y. (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC). *Scanning, 38*(5), 403-411.
- Kaup, M., Dammann, C. H., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2015). Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head & face medicine, 11*(1), 14.
- Kaur, M., Singh, H., Dhillon, J. S., Batra, M., & Saini, M. (2017). MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 11*(8), ZG01.
- Kayahan, M., Nekoofar, M. H., Kazandağ, 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. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *Journal of endodontics, 39*(12), 1646-1648.

- Kidd, E., & Fejerskov, O. (2004). What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *Journal of dental research*, 83(1_suppl), 35-38.
- Kidd, E. A. (2003). *Pickard's manual of operative dentistry*: Oxford; New York: Oxford University Press.
- Kidd, E. A., Fejerskov, O., & Mjör, J. (2003). Caries removal and the pulpo-dentinal complex *Dental Caries* (pp. 267-274): Blackwell Publishing.
- King, J. B., Crawford, J. J., & Lindahl, R. L. (1965). Indirect pulp capping: a bacteriologic study of deep carious dentine in human teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 20(5), 663-671.
- Kopel, H. (1992). Considerations for the direct pulp capping procedure in primary teeth: a review of the literature. *ASDC journal of dentistry for children*, 59(2), 141-149.
- Koray, F. (1981a). Diş çürükleri. *İstanbul: Altın Matbaacılık*, 23-25.
- Koray, F. (1981b). Diş Çürükleri Altın matbaacılık, İstanbul.
- König, K. G. (1963). Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas. *Journal of dental research*, 42(1), 461-476.
- Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 20S-25S.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials*, 15(2), 128-137.
- Langeland, K. (1987). Tissue response to dental caries. *Dental Traumatology*, 3(4), 149-171.
- Laurent, P., Camps, J., De Méo, M., Déjou, J., & About, I. (2008). Induction of specific cell responses to a Ca₃SiO₅-based posterior restorative material. *Dental Materials*, 24(11), 1486-1494.
- Leal, F., De-Deus, G., Brandão, C., Luna, A., Fidel, S., & Souza, E. (2011). Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and White MTA. *International endodontic journal*, 44(7), 662-668.

- Lee, D., & Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatric Dent*, 23(4), 326-330.
- 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, Y.-L., Lee, B.-S., Lin, F.-H., Lin, A. Y., Lan, W.-H., & Lin, C.-P. (2004). Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials*, 25(5), 787-793.
- Leksell, E., Ridell, K., Cvek, M., & Mejare, I. (1996). Pulp exposure after stepwise versus direct complete excavation of deep carious lesions in young posterior permanent teeth. *Dental Traumatology*, 12(4), 192-196.
- Leone, C. W., & Oppenheim, F. G. (2001). Physical and chemical aspects of saliva as indicators of risk for dental caries in humans. *Journal of dental education*, 65(10), 1054-1062.
- Linde, A., & Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 4(5), 679-728.
- Lopes, M. B., Saquy, P. C., Moura, S. K., Wang, L., Graciano, F. M. O., Correr Sobrinho, L., & Gonini Júnior, A. (2012). Effect of different surface penetrating sealants on the roughness of a nanofiller composite resin. *Brazilian dental journal*, 23(6), 692-697.
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480-488.
- Macwan, C., & Deshpande, A. (2014). Mineral trioxide aggregate (MTA) in dentistry: A review of literature. *Journal of Oral Research and Review*, 6(2), 71.
- Makkar, S., Vashisht, R., Kalsi, A., & Gupta, P. (2015). The effect of altered pH on push-out bond strength of biodentin, glass ionomer cement, mineral trioxide aggregate and theracal. *Serbian Dental Journal*, 62(1), 7-13.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosa, M., Cadenaro, M., . . . Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry*, 42(5), 603-612.

- Marsh, P. D. (1999). Microbiologic aspects of dental plaque and dental caries. *Dental clinics of north America*, 43(4), 599-614, v-vi.
- Marsh, P. D. (2003). The oral microflora and biofilms on teeth. *Dental caries*.
- Mathewson, R., & Primosch, R. (1995). Pulp treatment. *Fundamentals of pediatric dentistry*, 3, 257-284.
- Matsumoto, S., Hayashi, M., Suzuki, Y., Suzuki, N., Maeno, M., & Ogiso, B. (2013). Calcium ions released from mineral trioxide aggregate convert the differentiation pathway of C2C12 cells into osteoblast lineage. *Journal of endodontics*, 39(1), 68-75.
- Matsuo, T., Nakanishi, T., Shimizu, H., & Ebisu, S. (1996). A clinical study of direct pulp capping applied to carious-exposed pulps. *Journal of endodontics*, 22(10), 551-556.
- Mellberg, J. R., & Ripa, L. W. (1983). *Fluoride in preventive dentistry: theory and clinical applications*: Quintessence Pub Co.
- Meraji, N., & Camilleri, J. (2017). Bonding over dentin replacement materials. *Journal of endodontics*, 43(8), 1343-1349.
- Miyakoshi, S., Inoue, T., & Shimono, M. (1993). Interfacial interaction of 4-META-MMA/TBB resin and pulp (Abstract 936). *J Dent Res*, 72, 220.
- Miyashita, H., Worthington, H. V., Qualtrough, A., & Plasschaert, A. (2007). Pulp management for caries in adults: maintaining pulp vitality. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(2).
- Miyazaki, M., Sato, M., Onose, H., & Moore, B. K. (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American journal of dentistry*, 11(3), 118-122.
- Mjör, I. A. (2002). Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 7: The exposed pulp. *Quintessence international*, 33(2).
- Mohammadi, Z., & Dummer, P. M. H. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International endodontic journal*, 44(8), 697-730.
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895-910.

- Mukhtar-Fayyad, D. (2011). Cytocompatibility of new bioceramic-based materials on human fibroblast cells (MRC-5). *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 112(6), e137-e142.
- Muñoz, M., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N., & Loguercio, A. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282-292.
- 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.
- MURRAY, P. E., ABOUT, I., FRANQUIN, J.-C., REMUSAT, M., & SMITH, A. J. (2001). Restorative pulpal and repair responses. *The Journal of the American Dental Association*, 132(4), 482-491.
- Murray, P. E., & Garcia-Godoy, F. (2006). The incidence of pulp healing defects with direct capping materials. *American journal of dentistry*, 19(3), 171.
- Murray, P. E., Windsor, L. J., Smyth, T. W., Hafez, A. A., & Cox, C. F. (2002). Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 13(6), 509-520.
- Naik, S., & Hegde, A. M. (2005). Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: an in vivo study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 23(1), 13.
- Nascimento, G. G., Correa, M. B., Opdam, N., & Demarco, F. F. (2013). Do clinical experience time and postgraduate training influence the choice of materials for posterior restorations? Results of a survey with Brazilian general dentists. *Brazilian dental journal*, 24(6), 642-646.
- Nekoofar, M. H., Davies, T., Stone, D., Basturk, F., & Dummer, P. M. H. (2011). Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 44(11), 1011-1018.
- Newbrun, E. (1989). Current concepts of caries etiology. *Cariology*.
- Newbrun, E. (1993). Problems in caries diagnosis. *International dental journal*, 43(2), 133-142.

- Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., . . . Buczkowska-Radlińska, J. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 39(6), 743-747.
- O'Brien, W. J. Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Odabaş, M. E., Bani, M., & Tirali, R. E. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *The Scientific World Journal*, 2013.
- Oliveira, S. S., Marshall, S. J., Habelitz, S., Gansky, S. A., Wilson, R. S., & Marshall Jr, G. W. (2004). The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *European journal of oral sciences*, 112(4), 376-383.
- Orhan, A. I., Oz, F. T., & Orhan, K. (2010). Pulp exposure occurrence and outcomes after 1-or 2-visit indirect pulp therapy vs complete caries removal in primary and permanent molars. *Pediatric dentistry*, 32(4), 347-355.
- Ørstavik, D., & Ford, T. P. (2008). *Essential endodontology: prevention and treatment of apical periodontitis*: Am Dental Educ Assoc.
- Oskoe, S. S., Bahari, M., Kimyai, S., Motahhari, P., Eghbal, M. J., & Asgary, S. (2014). Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 11(6), 665.
- Oskoe, S. S., Kimyai, S., Bahari, M., Motahhari, P., Eghbal, M. J., & Asgary, S. (2011). Comparison of shear bond strength of calcium-enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin. *J Contemp Dent Pract*, 12(6), 457-462.
- Parirokh, M., Asgary, S., Eghbal, M. J., Stowe, S., Eslami, B., Eskandarizade, A., & Shabahang, S. (2005). A comparative study of white and grey mineral trioxide aggregate as pulp capping agents in dog's teeth. *Dental Traumatology*, 21(3), 150-154.
- Parirokh, M., & Torabinejad, M. (2010a). 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. (2010b). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of endodontics*, 36(3), 400-413.
- Parirokh, M., Torabinejad, M., & Dummer, P. (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, J.-W., Hong, S.-H., Kim, J.-H., Lee, S.-J., & Shin, S.-J. (2010). X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109(1), 155-158.
- Perdigão, J., Kose, C., Mena-Serrano, A., De Paula, E., Tay, L., Reis, A., & Loguercio, A. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative dentistry*, 39(2), 113-127.
- Perdigao, J., Swift, E., & Walter, R. (2014). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 114-140.
- Petrou, M. A., Alhamoui, F. A., Welk, A., Altarabulsi, M. B., Alkilzy, M., & Splieth, C. H. (2014). A randomized clinical trial on the use of medical Portland cement, MTA and calcium hydroxide in indirect pulp treatment. *Clinical oral investigations*, 18(5), 1383-1389.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Poggio, C., Arciola, C. R., Beltrami, R., Monaco, A., Dagna, A., Lombardini, M., & Visai, L. (2014). Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *The Scientific World Journal*, 2014.
- Powers, J. (2006). Sa aguchi RL. Craig'S Restorative Dental materials: Elsevier, Mosby.
- Pradeep, P., Randhya, R., Shanavas Palliyal, M. K., & Hima, S. (2018). An in vitro comparative evaluation of shear bond strength of biodentine and MTA.
- Qureshi, A., Soujanya, E., & Nandakumar, P. (2014). Recent advances in pulp capping materials: an overview. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8(1), 316.

- Rajasekharan, S., Martens, L., Cauwels, R., & Anthonappa, R. P. (2018). Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a 3 year literature review and update. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 19(1), 1-22.
- Rajasekharan, S., Martens, L., Cauwels, R., & Verbeeck, R. (2014). Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European archives of paediatric dentistry*, 15(3), 147-158.
- Ranly, D., & Garcia-Godoy, F. (2000). Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *Journal of Dentistry*, 28(3), 153-161.
- Rao, A., Rao, A., & Shenoy, R. (2009). Mineral trioxide aggregate—a review. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(1), 1-8.
- Ripp, N. (1976). Pulp capping. A review. *The New York state dental journal*, 42(5), 285.
- Ritter, A. V., Eidson, R. S., & Donovan, T. E. (2014). Dental caries: Etiology, clinical characteristics, risk assessment, and management. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*, 41.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences.
- Roberson, T. M., & Lundeen, T. (2006). Cariology: The lesion, etiology, prevention and control. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, 5, 67-134.
- Robinson, C., Shore, R. C., Brookes, S. J., Strafford, S., Wood, S., & Kirkham, J. (2000). The chemistry of enamel caries. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(4), 481-495.
- Rombouts, C., Jeanneau, C., & Bakopoulou, A. (2016). Dental pulp stem cell recruitment signals within injured dental pulp tissue. *Dentistry journal*, 4(2), 8.
- Sadek, F. T., Goracci, C., Cardoso, P. E. C., Tay, F. R., & Ferrari, M. (2005). Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7(4).
- Sai, K., Shimamura, Y., Takamizawa, T., Tsujimoto, A., Imai, A., Endo, H., . . . Miyazaki, M. (2016). Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *Journal of dentistry*, 54, 56-61.
- Salz, U., & Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue—a review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(5).

- Sangwan, P., Sangwan, A., Duhan, J., & Rohilla, A. (2013). Tertiary dentinogenesis with calcium hydroxide: a review of proposed mechanisms. *International endodontic journal*, 46(1), 3-19.
- Sano, H., Yoshikawa, T., Pereira, P., Kanemura, N., Morigamui, M., Tagami, J., & Pashley, D. H. (1999). Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *Journal of dental research*, 78(4), 906-911.
- Schmidt, A., Schäfer, E., & Dammaschke, T. (2017). Shear bond strength of lining materials to calcium silicate cements at different time intervals. *J Adhes Dent*, 19(2), 129-135.
- Schwartz, R. S., Mauger, M., Clement, D. J., & WALKER III, W. A. (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 130(7), 967-975.
- Selwitz, R. H., Ismail, A. I., & Pitts, N. B. (2007). Dental caries. *The Lancet*, 369(9555), 51-59.
- Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M., Nakaoki, Y., & Tagami, J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative dentistry*, 27(4), 403-409.
- 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.
- Siqueira Jr, J., & Lopes, H. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *International endodontic journal*, 32(5), 361-369.
- Sluyk, S., Moon, P., & Hartwell, G. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics*, 24(11), 768-771.
- Smith, A. J. (2003). Vitality of the dentin-pulp complex in health and disease: growth factors as key mediators. *Journal of dental education*, 67(6), 678-689.
- Snuggs, H. M., Cox, C. F., Powell, C. S., & White, K. C. (1993). Pulpal healing and dentinal bridge formation in an acidic environment. *Quintessence International*, 24(7).
- Stanley, H. R. (1989). Pulp capping: conserving the dental pulp—can it be done? Is it worth it? *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 68(5), 628-639.

- Stefanski, S., & van Dijken, J. W. (2012). Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*, *16*(1), 147-153.
- Sturdevant, C., Roberson, T., Heymann, J., & Sturdevant, J. (1994). Cariology: The lesion, etiology, prevention, and control. *The Art and Science of Operative Dentistry*, ed, 3, 89-97.
- Sturdevant, C. M. (1995). *The art and science of operative dentistry*: Mosby Elsevier Health Science.
- Sudsangiam, S., & van Noort, R. (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*, *1*(1), 57-67.
- Suh, B., Yin, R., Cannon, M., & Martin, D. E. (2008). Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use: Google Patents.
- Swift, E. J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry*, *24*(5), 456-461.
- Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Watanabe, H., Erickson, R. L., . . . Miyazaki, M. (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials*, *32*(2), e9-e21.
- Torabinejad, M., & Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, *25*(3), 197-205.
- Torabinejad, M., Hong, C., Ford, T. P., & Kettering, J. (1995). Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of endodontics*, *21*(8), 403-406.
- Torabinejad, M., Hong, C., McDonald, F., & Ford, T. P. (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., & Ford, T. R. P. (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.

- Torabinejad, M., Watson, T., & Ford, T. P. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of endodontics*, *19*(12), 591-595.
- Torabinejad, M., & White, D. J. (1998). Tooth filling material and method of use: Google Patents.
- Trowbridge, H. (2002a). Histology of pulpal inflammation. *Seltzer and Benders Dental Pulp. Carol Stream: Quintessence*, 227-245.
- Trowbridge, H. (2002b). Histology of Pulpal Inflammation. Seltzer's and Bender's Dental Pulp. LC Bywaters: Quintessence Publishing Co.
- Tulumbaci, F., Almaz, M. E., Arikan, V., & Mutluay, M. S. (2017). Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine. *Journal of conservative dentistry: JCD*, *20*(5), 292.
- Tunç, E. 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.
- Tziafa, C., Koliniotou-Koumpia, E., Papadimitriou, S., & Tziafas, D. (2014). Dentinogenic responses after direct pulp capping of miniature swine teeth with Biodentine. *Journal of Endodontics*, *40*(12), 1967-1971.
- Tziafas, D. (2004). The future role of a molecular approach to pulp-dentinal regeneration. *Caries research*, *38*(3), 314-320.
- Tziafas, D., Belibasakis, G., Veis, A., & Papadimitriou, S. (2001). Dentin regeneration in vital pulp therapy: design principales. *Advances in dental research*, *15*(1), 96-100.
- Tziafas, D., Smith, A., & Lesot, H. (2000). Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *Journal of dentistry*, *28*(2), 77-92.
- Utneja, S., Nawal, R. R., Talwar, S., & Verma, M. (2015). Current perspectives of bio-ceramic technology in endodontics: calcium enriched mixture cement-review of its composition, properties and applications. *Restorative dentistry & endodontics*, *40*(1), 1-13.
- Ülker, M., Özcan, M., Şengün, A., Özer, F., & Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The*

- Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 93(1), 175-184.
- Vallés, M., Mercadé, M., Duran-Sindreu, F., Bourdelande, J. L., & Roig, M. (2013). Influence of light and oxygen on the color stability of five calcium silicate-based materials. *Journal of endodontics*, 39(4), 525-528.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., . . . Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*, 28(3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative dentistry*, 26, 119-144.
- Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I., & Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal of dentistry*, 17(2), 61-67.
- 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.
- Walker, M. P., Diliberto, A., & Lee, C. (2006). Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *Journal of endodontics*, 32(4), 334-336.
- Watts, A., & Paterson, R. (1981). Cellular responses in the dental pulp: a review. *International endodontic journal*, 14(1), 10-21.
- Wefel, J., & Harless, J. (1984). Comparison of artificial white spots by microradiography and polarized light microscopy. *Journal of dental research*, 63(11), 1271-1275.
- Witherspoon, D. E. (2008). Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives—permanent teeth. *Pediatric dentistry*, 30(3), 220-224.
- Witherspoon, D. E., Small, J. C., & Harris, G. Z. (2006). Mineral trioxide aggregate pulpotomies: a case series outcomes assessment. *The Journal of the American Dental Association*, 137(5), 610-618.

- 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, e73-e82.
- Yan, P., Peng, B., Fan, B., Fan, M., & Bian, Z. (2006). The effects of sodium hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the bond strength of MTA-dentin. *Journal of Endodontics*, 32(1), 58-60.
- Yesilyurt, C., Ceyhanli, K. T., ALP, C. K., Yildirim, T., & Tasdemir, T. (2014). In vitro bonding effectiveness of new self-adhering flowable composite to calcium silicate-based material. *Dental materials journal*, 2013-2211.
- Yesilyurt, C., Yildirim, T., Taşdemir, T., & Kusgoz, A. (2009). Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 35(10), 1381-1383.
- Yıkılğan, İ., & Bala, O. (2013). Endodontik tedavi görmüş dişlerin konservatif restorasyonları. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 44-48.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., . . . De Munck, J. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*, 83(6), 454-458.
- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Okihara, T., Matsumoto, T., . . . Van Meerbeek, B. (2012). HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *Journal of dental research*, 91(11), 1060-1065.
- Zero, D. T. (1999). Dental caries process. *Dental Clinics of North America*, 43(4), 635-664.
- Zero, D. T., Zandona, A. F., Vail, M. M., & Spolnik, K. J. (2011). Dental caries and pulpal disease. *Dental Clinics*, 55(1), 29-46.
- Zhang, J., Zhu, L., & Peng, B. (2015). Effect of BioAggregate on osteoclast differentiation and inflammatory bone resorption in vivo. *International endodontic journal*, 48(11), 1077-1085.
- Zhang, Z.-y., Tian, F.-c., Niu, L.-n., Ochala, K., Chen, C., Fu, B.-p., . . . Tay, F. R. (2016). Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *Journal of dentistry*, 45, 43-52.

Zheng, L., Hilton, J. F., Habelitz, S., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *European journal of oral sciences*, *111*(3), 243-252.



8. ÖZGEÇMİŞ

1 Haziran 1991’de Kırıkkale’de doğdum. İlkokul öğrenimi Kırıkkale Namık Kemal İlköğretim Okulu’nda tamamladım. Daha sonra Kırıkkale Anadolu Lisesi’nde lise eğitimimi tamamladım.

2010 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde eğitimime başladım ve 2015 yılında mezun oldum.

2017 Ekim ayında Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaya devam etmekteyim.

Mail adresi: gulsahdonga@hotmail.com

Telefon numarası: 0(554) 239 61 04