T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN FARKLI BİYOAKTİF MATERYAL VE DENTİN KOMPLEKSİNE BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ

Dt. Yasemin ÇAKMAKÇI

Restoratif Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ

ANKARA
2021

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN FARKLI BİYOAKTİF MATERYAL VE DENTİN KOMPLEKSİNE BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ

Dt. Yasemin ÇAKMAKÇI

Restoratif Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nuray ATTAR

ANKARA
2021

ONAY

4/11/2021

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Yasemin Çakmakçı'nın 4/11/2021 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Üniversal Adezivlerin Farklı Biyoaktif Materyal Ve Dentin Kompleksine Bağlanma Dayanıklılığına Etkisi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Neslihan ARHUN

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuray ATTAR

Üye : Doç. Dr. Dilşad Öz

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan ***"Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge"*** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. (1)

X Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. (2)

o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. (3)

..... /...../.....

Yasemin ÇAKMAKÇI

---

i"Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge"

. *(1) Madde 6. 1. Lisansüstü tezle ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*

. *(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkânı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*

. *(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir * Tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.***

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Nuray ATTAR danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

YASEMİN ÇAKMAKÇI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana sağladığı akademik katkılarının yanı sıra, her konuda bilgelikle, şefkatle yol gösteren ve yanımda olan, desteğini hiçbir zaman eksik hissetmediğim çok değerli tez danışmanım Prof. Dr. Nuray Attar'a,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitim süresince bana katkılarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Sevil Gürgan, Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitci, Prof. Dr. Rüya Yazıcı, Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır, Prof. Dr. Esra Ergin, Doç. Dr. Elif Öztürk Bayazıt, Doç. Dr. Uzay Koç Vural, Doç. Dr. Dilşad Öz, Doç. Dr. Zeynep Bilge Kütük, Dr. Öğr. Üyesi Cansu Atalay, Uzm. Dt. Ece Meral ve Öğr. Gör. Aybüke Uslu Tekçe'ye,

Hayatımda yeni bir döneme başlarken kazanmayı hayal edemeyeceğim kadar harika bir dostluk için melek kalpli eşkıdemlim Dt. Sinem Süslü Arslan ve bu yolda beraber ağlayıp güldüğümüz canım eşkıdemlilerim Dt. İlknur Elitok ve Sabina Jalilli'ye,

Yaşadığımız tüm zorlukları gülerek atlatmayı öğreten, asistan odasında kurduğumuz eğlenceli, kahkaha dolu hayatımız için canım kıdemlilerim ve şimdinin uzmanları Dt. Gamze Kes, Dt. Esra Yıldırım, Dt. Simge Canatan ve Dt. Ece Balkan'a,

Beraber çalışırken her işimizi kolaylaştıran değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım, ilk günden beri klinikteki anne şefkatini hissettiren Veda ablacım ve idari personelimize,

Bugün olduğum kişi olmamı sağlayan, bana çalışkan, dürüst, Atatürkçü ve iyi bir insan olmayı öğreten, her daim arkamda olan, elde ettiğim veya edemediğim tüm başarılarımın mimarı en değerlim annem ve babam Fehiman ve Tekin Çakmakçı'ya, çok sevdiğim her üyesiyle gurur duyduğum Çakmakçı ailesinin her ferdine ve her an çok eğlendiğim kuzenim Barış Çakmakçı'ya,

Hayatımda herkesten başka bir yeri olan 27 yılımın 25'ini birlikte gülerek, ağladığımızda sarılıp zorlukların üstesinden el ele geldiğimiz arkadaştan çok sahip olmadığım kardeşim olan Başak'ıma, tüm lisans öncesi eğitimimi tamamladığım ve mezunu olmaktan gurur duyduğum ve en çok da bana aile kadar önemli ve hatta daha fazlası olan hayatımdaki en kıymetli varlıklarım arkadaşlarımı kazandıran okulum TED Ankara Koleji'ne, her biri en az 15 yıldır hayatımda olan kalbimin sonsuza kadar sahibi canımın içi arkadaşlarım İris, Zeynep, Ezgi, Özge, Kaan'a koşulsuz dostlukları ve her an yanımda oldukları için

Bütün kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

Çakmakçı, Y., Üniversal adezivlerin farkli biyoaktif materyal ve dentin kompleksine bağlanma dayanıklılığına etkisi. Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2021. Bu *in vitro* çalışmanın amacı; restoratif diş hekimliğinde pulpa kaplaması veya kaide olarak sıklıkla kullanılan biyoaktif materyaller olan kalsiyum silikat dolduruculu rezin içerikli liner (TheraCal LC), rezin modifiye cam iyonomer siman (Riva LC), geleneksel cam iyonomer siman (Riva SC) ve mineral trioksit agregatın (BioMTA+) kompozit restorasyonlar altında kullanıldığında, farklı üniversal adeziv sistemlerin (Single Bond Üniversal Adeziv, 3M ve Prime&Bond Üniversal, Dentsply), bu biyoaktif materyal ve dentin kompleksine bağlanma dayanıklılıklarının incelenmesidir. Kesme bağlanma dayanıklılığı analizlerinin yapılması için çekilmiş insan molar dişleri separe yardımıyla köklerinden ayrılmış ve akrilik bloklar içine yerleştirilmiştir. Bukkal yüzeylerinde dentin dokusu açığa çıkarılan örnekler rastgele 8 gruba ayrılmıştır (G1: Theracal LC + Single Bond (SB) (T-SB), G2: Riva LC + SB (RLC-SB), G3: Riva SC + SB (RSC-SB), G4: BioMTA+ + SB (M-SB), G5: Theracal LC + Prime&Bond (PB) (T-PB), G6: Riva LC + PB (RLC-PB), G7: Riva SC 4 PB (RSC-PB), G8: BioMTA+ + PB (M-PB)) (n=10). 1 mm çapındaki fissür frezlerle dentin dokusu içerisinde 1 mm çapında ve 1 mm derinliğinde su soğutması altında preparasyonlar yapılmış, 80 adet örnek içindeki preparasyonlar eşit sayıda olacak şekilde (n=20) bahsedilen 4 farklı biyomateryal ile doldurulmuştur. Dentin ve biyomateryal kompleksini kaplayacak şekilde 15 sn süreyle %37 ortofosforik asit uygulaması yapılmış ve suyla yıkanıp kurutulmuştur. Hazırlanan örneklerin yarısına Single Bond Üniversal Adeziv (3M), diğer yarısına ise Prime&Bond Üniversal (Dentsply) adeziv sistemi uygulanarak 2 mm yükseklik ve 2 mm çapındaki kompozit bloklar bağlanmıştır. Hazırlık aşaması tamamlanan örnekler 37°C'de 48 saat süreyle distile suda bekletilmiştir. Örnekler, 37°C, 5°C ve 55°C'lerde 10.000 termal siklus döngüsüne maruz bırakılmıştır. Bu işlemleri takiben, tüm örneklere üniversal test cihazında 0,5 mm/dk kafa hızı ile başarısızlık meydana gelene kadar yük uygulanmıştır. Kırılan örnekler x10 büyütmeli bir stereomikroskop yardımıyla kırılma tiplerinin analizi için incelenmiştir. Elde edilen veriler T-testi ve iki yönlü ANOVA testleriyle analiz edilmiştir. Kesme bağlanma dayanıklılık verilerinin değerlendirilmesinin sonucunda, en yüksek bağlanma dayanıklılığını Theracal LC göstermiştir ($p<0,05$). Bağlanma dayanıklılığı en düşük olan materyal ise BioMTA+ olarak tespit edilmiştir ($p<0,05$). Test edilen tüm materyaller için bağlanma dayanıklılık değerleri Theracal LC> Riva LC> Riva SC> BioMTA+ şeklinde sıralanabilir. Kullanılan iki farklı üniversal adezivin bağlanma dayanıklılığına etkisi karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Kırılma tipi sonuçlarına göre, Theracal LC ve Riva LC için adeziv başarısızlık, BioMTA+ için koheziv başarısızlık en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur.

Anahtar Kelimeler: biyoaktif materyal, üniversal adeziv, cam iyonomer siman, MTA, kesme bağlanma dayanıklılığı

ABSTRACT

Çakmakçı, Y., Effect of universal adhesives on bond strength of different bioactive materials and dentin complex. Hacettepe University, Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Specialization Thesis, Ankara, 2021. The aim of this in vitro study study is to examine the effect of different universal adhesive systems (Single Bond Universal Adhesive, 3M and Prime&Bond Universal, Dentsply) on bond strength of four different bioactive materials frequently used as pulp coating or base material under composite restorations in restorative dentistry; calcium silicate filled resin-containing liner (TheraCal LC), resin-modified glass ionomer cement (Riva LC), glass ionomer cement (Riva SC) and mineral trioxide aggregate (BioMTA+) and dentin complex to composite restorations. Extracted human molar teeth were separated from their roots and placed in acrylic blocks for shear bond strength analysis. Samples with exposed dentin tissue on their buccal surfaces were randomly divided into 8 groups (G1: Theracal LC + Single Bond (SB) (T-SB), G2: Riva LC + SB (RLC-SB), G3: Riva SC + SB (RSC-SB), G4: BioMTA+ + SB (M-SB), G5: Theracal LC + Prime&Bond (PB) (T-PB), G6: Riva LC + PB (RLC-PB), G7: Riva SC 4 PB (RSC-PB), G8: BioMTA+ + PB (M-PB)) (n=10). Preparations with 1 mm diameter and 1 mm depth were made in the dentin tissue under water cooling using 1 mm diameter fissure burs and the preparations in all 80 samples were filled with 4 different biomaterials in equal numbers (n=20). 37% orthophosphoric acid was applied for 15 seconds the dentin and biomaterial complex and washed with water and dried. Single Bond Universal Adhesive (3M) was applied to half of the prepared samples, the other half was treated with Prime&Bond Universal (Dentsply) adhesive system and 2 mm high and 2 mm diameter composite blocks were bonded to the biomaterial dentin complex. Once the preparation phase was completed, samples were kept in distilled water at 37°C for 48 hours. The samples were exposed to 10,000 thermal cycles at 37°C, 5°C ve 55°C. Following these procedures, load was applied to all samples in the universal test device with a head speed of 0.5 mm/min until failure occurred. Fractured samples were examined for the analysis of fracture types with the aid of a x10 magnification stereomicroscope. Obtained data were analyzed with T-test and two-way ANOVA tests. As a result of the evaluation of shear bond strength data, Theracal LC showed the highest bond strength ($p<0.05$). The material with the lowest bond strength was determined as MTA ($p<0.05$). Bond strength values for all tested materials can be listed as Theracal LC> Riva LC> Riva SC> BioMTA+. When the effects of two different universal adhesives on bond strength was compared, no statistically significant difference was found ($p>0.05$). According to the results of the fracture type analysis, adhesive failure for Theracal LC and Riva LC and cohesive failure for BioMTA+ was the most common type of fracture.

Key Words: bioactive material, universal adhesive, glass ionomer cement, MTA, shear bond strength

İÇİNDEKİLER

ONAY ..... **iii**
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI ..... **iv**
ETİK BEYAN ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
ÖZET ..... **vii**
ABSTRACT ..... **viii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xi**
ŞEKİLLER ..... **xiii**
TABLOLAR ..... **xv**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Diş Çürüğü Tanımı **3**
2.1.1. Çürük İlerlemesi ve Yapısı **3**
2.1.2. Diş Çürüğünün Tedavisi **5**
2.1.3. Geleneksel Yöntemle Çürük Uzaklaştırma **5**
2.1.4. Selektif Çürük Uzaklaştırma **7**
2.2. Pulpanın Korunması **9**
2.3. Kavite Taban Maddeleri ve Linerlar **11**
2.3.1. Biyoaktif Materyaller **12**
2.3.2. Biyoaktif Materyallerin Gelişimi **13**
2.4. Cam İyonomer Simanlar (CİS) **15**
2.4.1. Cam İyonomer Simanların Yapısı **16**
2.4.2. Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu **17**
2.4.3. Cam İyonomer Simanların Diş Dokularına Bağlanması **18**
2.4.5. Cam İyonomer Simanların Avantaj ve Dezavantajları **19**
2.4.6. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması **20**
2.4.7. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) **21**
2.5. Kalsiyum Silikat Esaslı Biyoaktif Materyal **22**
2.6. Rezin İçerikli Trikalsiyum Silikat Esaslı Pulpa Koruyucu Liner **25**
2.7. Kompozit Rezinler **29**
2.7.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı **29**

2.7.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması **30**
2.7.3. Kompozit Rezinlerin Özellikleri **31**
2.8. Üniversal Adezivler (ÜA) **31**
2.8.1. Üniversal Adezivlerin Adezyon Mekanizması **33**
2.8.2. Üniversal Adezivlerin Mineye Bağlanması **33**
2.8.3. Üniversal Adezivlerin Dentine Bağlanması **33**
2.9. Restoratif Materyallerin Bağlanma Dayanımının Ölçülmesinde Kullanılan Testler **34**
3. GEREÇ VE YÖNTEM **38**
3.1. Kullanılan Materyaller **38**
3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Grupların Oluşturulması **41**
3.2.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması **41**
3.2.2. Örneklerin Hazırlanması **42**
3.2.3. Deney Gruplarının Oluşturulması **43**
3.2.4. Preparasyon **44**
3.2.5. Restoratif İşlemler **46**
3.2.6. Termal Siklus **51**
3.3. Kesme Bağlanma Dayanıklılığının Ölçülmesi **52**
3.4. Kırılma Tipi Analizi **53**
3.5. İstatistiksel Analiz **54**
4. BULGULAR **55**
4.1. Kesme Bağlanma Dayanıklılığı Ölçümü Bulguları **55**
4.2. Kırılma Tipi Analizi Bulguları **61**
5. TARTIŞMA **63**
6. SONUÇLAR **77**
7. KAYNAKLAR **78**
8. EKLER **93**
EK-1: Tez Çalışması ile ilgili Etik Kurul İzni **93**
EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu **94**
9. ÖZGEÇMİŞ **95**

SİMGELER VE KISALTMALAR

10- MDP	10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat
2CaO.SiO2 belite	Dikalsiyum Silikat
3CaO.SiO2 alite	Trikalsiyum Silikat
3CaO.Al2O3	Trikalsiyum Alüminat
Al^{+3}	Alüminyum
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
ANOVA	Analysis of Variance
ark	Arkadaşları
BisGMA	Bisfenol Glisil Metakrilat
BisEMA	Etoksile bisfenol-A Dimetakrilat
°C	Santigrat derece
Ca^{+2}	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum Oksit
CaF_2	Kalsiyum Florür
$Ca[OH]_2$	Kalsiyum Hidroksit
CaSO4·2H2O	Hidrofilik alçı tozları
CİS	Cam İyonomer Siman
COO^-	Karboksil
EDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
ESE	European Society of Endodontology
ER	Etch-and-Rinse
F^-	Florür
dk	Dakika
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
ISO	International Organization for Standardization
KBS	Kimyasal bağlanan seramik
LED	Light Emitting Diode
N	Newton
MDP	10-metakriloiloksidesil Dihidrojen Fosfat
mm	Milimetre
MMA	Metilmetakrilat

MTA	Mineral Trioksit Agregat
MPTS	3-metakriloksi Propil Trimetoksi Silan
MPa	MegaPascal
Na^{+2}	Sodyum
P_2O_5	Fosfor Pentoksit
PEGDMA	Polietilen Glikol Dimetakrilat
pH	Potential of Hydrogen
PO_4^{-3}	Fosfat
RMCİS	Rezin Modifiye Cam Iyonomer Siman
SE	Self-Etch
SEM	Scanning Electron Microscopy
SiO_2	Silisyum Dioksit
SiO_3^{-2}	Silikat
sn	Saniye
Sr^{+2}	Stronsiyum
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TGF-β1	Transforming growth factor beta 1
UA	Üniversal adeziv
UDMA	Üretan Dimetakrilat
XRD	X-ışını Kırınımı
%	Yüzde
µm	Mikrometre
µTBS	Mikro-çekme Bağlanma Dayanıklılık Testi

ŞEKİLLER

Şekil Sayfa

Şekil 3. 1 Çalışmada Kullanılan Üniversal Adezivler A) Single Bond Universal, 3M ESPE B) Prime&Bond Universal, Dentsply Sirona 39

Şekil 3. 2 Çalışmada Kullanılan Biyoaktif Materyaller A) BioMTA+ B) Riva Light Cure C) Riva Self Cure D) TheraCal Light Cure 40

Şekil 3. 3 Çalışmada Kullanılan Nano Hibrit Kompozit Rezin, Filtek Z550, 3M ESPE 40

Şekil 3. 4 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan çekilmiş sağlam insan molar dişi örnekleri . 41

Şekil 3. 5 Hazırlanan örnekler. Bukkal yüzeyi yukarı bakacak şekilde akril içine yerleştirildikten sonra bukkal mine dokuları aşındırılan diş örnekleri. Örnekler her grupta 10 adet bulunacak şekilde rastgele 10 gruba ayrılmıştır (n=10). 42

Şekil 3. 6 Preparasyonlar için kullanılan fissür frez (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) 45

Şekil 3. 7 Su soğutması altında dentin dokusu içine hazırlanan 1 mm derinlik ve 1mm çapındaki preparasyon 45

Şekil 3. 8 Hazırlanan preparasyonlar A) Preparasyonun bukkal yüzden görünümü B) Preparasyonun derinliğinin periodontal sond ile kontrol edilmesi 45

Şekil 3. 9 A) Preparasyon içine Theracal LC uygulaması B) Theracal LC'nin ışıkla polimerize edilmesi C) Theracal LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Theracal LC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Adeziv uygulanan örnek G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü 47

Şekil 3. 10 A) Preparasyon içine Theracal LC uygulaması B) Theracal LC'nin ışıkla polimerize edilmesi C) Theracal LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Theracal LC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması 47

Şekil 3. 11 A) Riva Self Cure geleneksel cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Riva SC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Riva SC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması 48

Şekil 3. 12 A) Riva Self Cure geleneksel cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Riva SC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Riva SC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması 48

Şekil 3. 13 A) Riva LC rezin modifiye cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Uygulanan RMCİS'in ışıkla polimerize edilmesi D) Riva LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) Riva LC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü . 49

Şekil 3. 14 A) Riva LC rezin modifiye cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Uygulanan RMCİS'in ışıkla polimerize edilmesi D) Riva LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) Riva LC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü 50

Şekil 3. 15 A) Bio MTA+ B) MTA'nın siman camı üzerinde karıştırılması C) MTA uygulanan örnek D) MTA ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) MTA ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi 51

Şekil 3. 16 A) Bio MTA+ B) MTA'nın siman camı üzerinde karıştırılması C) MTA uygulanan örnek D) MTA ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) MTA ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi 51

Şekil 3. 17 Termal siklus cihazı 52

Şekil 3. 18 Üniversal test cihazı 53

Şekil 3. 19 Çalışmada kullanılan stereomikroskop (Olympus, Tokyo, Japonya) 54

Şekil 4. 1 Test edilen üniversal adezivlerin bağlanma dayanıklılık ortalamalarının farklı kaide materyallerine göre etkileşiminin çizgi grafiği ile gösterilmesi 57

Şekil 4. 2 Test edilen adezivlerin farklı kaide materyallerine bağlanma dayanıklılık değerlerinin çizgi grafiği ile gösterilmesi 60

Şekil 4. 3 Kırılma tiplerinin steromikroskop görüntüleri A) Adeziv başarısızlık B-C) Karma başarısızlık D) Koheziv başarısızlık 62

TABLOLAR

Tablo Sayfa

Tablo 3. 1 Çalışmada kullanılan materyallerin isimleri, üretici bilgileri ve içerikleri 39

Tablo 4. 1 Test edilen adezivler ve kaide materyalleri için bağlanma dayanıklılıklarının ortalama, min., maks. Değerleri (MPa), standart sapma, standart hata ortalaması. x: farklı üstyazı harfler istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir. 55

Tablo 4. 2 Kullanılan adeziv sistemler için toplu grup istatistikleri 56

Tablo 4. 3 Bağlanma dayanıklılığı test sonuçlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları (Bağımlı Değişken: Bağlanma Dayanıklılığı (MPa)) 56

Tablo 4. 4 Theracal LC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması 57

Tablo 4. 5 Riva LC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması 58

Tablo 4. 6 Riva SC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması 58

Tablo 4. 7 MTA için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması 59

Tablo 4. 8 Kullanılan materyallerin ortalama bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa), standart sapma, maks. ve min. değerler, x: farklı üstyazı harfler istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (Post Hoc testinde $p<0.05$) 60

Tablo 4. 9 Materyallerin Post Hoc testi ile çoklu karşılaştırılmaları sonucu elde edilen p değerleri 61

Tablo 4. 10 Kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı 62

1. GİRİŞ

Diş çürüğü tüm dünyada en sık karşılaşılan hastalıklardan biri olmakla beraber çürük tedavisinin diş ağrısı, enfeksiyon hatta diş kaybına kadar giden biyolojik sonuçları olduğu ve bu sonuçların tedavilerinin ekonomik yükünün de gittikçe yükseldiği kaçınılmaz bir gerçektir (1). Teorik olarak, başlangıç çürük lezyonları doğru koşullar altında durdurulabilir ve daha büyük lezyonlar haline gelmeleri önlenebilir (2-5), bu sayede yapılacak restorasyonların uzun vadeli etkileri ertelenecektir. Kavitasyon meydana geldiğinde biyofilmin uzaklaştırılması daha zor hale gelmektedir ve çürük ilerlemesini durdurmak, dişin fonksiyonunun ve estetik özelliklerinin geri kazandırılması ve kalan diş dokusunun korunması amacıyla restoratif bir müdahaleyle kavitenin sızdırmaz şekilde kapatılması gerekmektedir (2, 6).

Yakın geçmişe kadar restorasyon yapılmadan önce çürükten etkilenmiş tüm dokuların uzaklaştırılması önerilirdi. Ancak günümüzde güncel yaklaşım diş yapısının mümkün olduğunca korunarak daha başarılı uzun dönem sonuçların elde edilmesini amaçlamaktadır (2). İlerlemiş yani pulpa ekspoz riski olan derin çürük lezyonları (dentinin en iç 3'te 1'ine ulaşan lezyonlar) pulpal/aksiyal duvarda çürük bırakılmasıyla diş dokularının korunmasını temel alan selektif çürük uzaklaştırma yöntemiyle tedavi edilebilir (7). Günümüzde selektif çürük uzaklaştırma gibi minimal invaziv biyolojik esaslı tedavi stratejilerinin geliştirilmesinin temel amacı, pulpa dokusunun çürük uzaklaştırıldıktan sonra mikrobiyolojik ortama ekspoz olmasının önüne geçilmesi ve devamında kök kanal tedavisinin ertelenmesidir (8).

İlerlemiş derin çürüklü lezyonlar için artık standart olarak uygulanan bu tedavi yöntemi, beraberinde geride kalan demineralize dentinin remineralize olmasını ve pulpanın restoratif materyallerin etkisinden korunmasını sağlayacak kaide materyali (bazlar) veya *liner*lar gibi biyoaktif materyallerin kullanım ihtiyacını getirmektedir (8-10). Yıllar boyunca çürük tedavisi sırasında biyoaktif materyal olarak en sık kullanılan ve özellikleri en iyi bilinen *liner* kalsiyum hidroksit olmuştur (10, 11). Gelişen teknoloji ve yapılan buluşlar sayesinde diş hekimliğinde kullanılabilecek birçok biyoaktif materyal piyasaya sürülmüştür.

Restoratif diş hekimliğinde biyoaktivitesinden yararlanılan materyaller içerisinde en sık kullanılanların başında cam iyonomer simanlar (CİS) gelir. Geleneksel cam iyonomer simanlar

ve geleneksel cam iyonomer simanlara rezin eklenmesiyle fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş hibrid bir materyal olan rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS), biyoaktif karaktere sahip olmaları sayesinde kaide materyali olarak diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (12, 13). Biyouyumluluğu tartışılmaz olan mineral trioksit agregat (MTA), süt ve daimi dişlerde direkt veya indirekt pulpa kaplaması için kullanılan kalsiyum-silikat esaslı bir materyaldir (14). MTA'nın bazı dezavantajlarının üstesinden gelebilmek için ışıkla sertleşen rezin-modifiye trikalsiyum silikat esaslı (Theracal LC, Bisco, ABD) pulpa koruyucu materyaller geliştirilmiştir (14). Belirtilen bu biyoaktif materyaller, demineralize dentinin remineralizasyonunu indüklemesi ve pulpa koruyucu olarak kullanılabilmesi sayesinde derin çürüklü lezyonların tedavisinde restoratif materyalden önce kaide materyali olarak akla ilk gelen seçenekler arasındadır (15).

Restoratif materyallerin klinik başarıları, oral kavite içinde meydana gelen çok farklı kuvvetlere karşı koyabilmesi için dentin yüzeyiyle ve eğer uygulandıysa kaide materyali veya *liner*larla arasındaki adezyona bağlıdır (16). Ağız içinde dişler üzerine gelen kuvvetler farklı türde yapılan testlerle ölçülebilmektedir. Kesme bağlanma dayanıklılığı diş hekimliğinde ağız içinde oluşan kuvvetlerden birini ölçmek için araştırılan ve ölçülen bir parametredir. Kesme bağlanma dayanıklılığı daha yüksek olan materyallerin diş dokularına bağlanmaları daha kuvvetlidir (16). Yapılan literatür taramasında, farklı adezivlerin özellikle bu biyoaktif materyaller ve dentin kompleksine bağlanma dayanımının araştırıldığı çalışma sayısının yetersiz olduğu görülmüştür.

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; biyoaktif karaktere sahip olan dört farklı kaide materyali veya *liner*ın uygulanmasını takiben hem dentin hem de bu kavite taban maddesini yüzey olarak içeren bölgeye restoratif materyalin uygulanmasından sonra termal siklusa maruz bırakılmasıyla güncel olarak kullanılan farklı iki üniversal adezivin bağlanma dayanıklılığının değerlendirilmesidir.

Çalışmanın hipotezleri; 1) iki farklı adezivin bağlanma dayanıklılığı arasında bir fark olmayacağı, 2) farklı kaide materyallerinin, restorasyon materyalinin dentin ve biyoaktif materyalle oluşturduğu komplekse bağlanma dayanıklılığına etki etmeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü Tanımı

Dental çürük, oral biyofilm içindeki disbiyozisden kaynaklanan, fermente olabilen karbonhidratlara sık maruz kalmakla uyarılan, zaman içinde de dental sert dokuların demineralizasyonuyla sonuçlanan multifaktöriyel bir hastalık sürecidir (17-19). Çürükle meydana gelen demineralizasyonun belirtileri diş sert dokuları üzerinde görülmektedir, ancak hastalık süreci diş yüzeylerini kaplayan bakteriyel biyofilm içerisinde başlayıp ilerlemektedir (20). Diş çürüğü başlangıç aşamalarında geri döndürülebilirken, tüm çürük ilerleme aşamalarında hatta kavitasyon meydana geldiğinde dahi bazı ajanlar ve oral hijyen yardımıyla durdurulabilir bir hastalıktır (20). Fakat kavitasyon meydana geldiğinde, biyofilm karyojenik bakteriler için korunaklı, asiditesi yüksek ve anaerobik bir çevre sağlar ve bu sayede çürük ilerlemesi daha hızlı bir şekilde meydana gelir (2).

Çürük riski; yüksek sayıda karyojenik bakteri, yetersiz tükürük akışı, tükürük kalitesinin yetersiz olması, yetersiz florür alımı, kötü ağız hijyeni, kötü diyet alışkanlıkları, işlenmiş karbonhidratların tüketim sıklığının fazla olması, bebekleri beslemek için uygun olmayan yöntemler, dişeti çekilmesi, genetik faktörler, immünolojik faktörler ve sosyoekonomik durum gibi fiziksel, biyolojik, çevresel, davranışsal ve yaşam tarzıyla ilgili faktörleri içerir (20-23).

2.1.1. Çürük İlerlemesi ve Yapısı

Biyofilm içindeki çoğunlukla *Streptococcus mutans, Streptococcus sobrinus* ve *Lactobacillus* türleri olan endojen bakteriler fermente olabilen karbonhidratları metabolize ederek yan ürün olarak zayıf organik asitler üretmektedir (20). Açığa çıkan asit, lokal pH değerinin kritik seviyenin altına düşmesine neden olur ve sonuç olarak mine demineralizasyonunu başlatır (24, 25). Mine demineralizasyonu durdurulamazsa dentin dokusu da bakteri invazyonuna maruz kalır (9). Demineralizasyon erken evrelerde kalsiyum (Ca^{+2}), fosfat (PO_4^{-3}) ve florür (F^-) alımıyla geri döndürülebilirdir (20). Oral biyofilmin olgunlaşmasına ve dişlerde uzun süre kalmasına izin verilen bölgelerde çürük lezyonları ilerler (20). Bir çürük lezyonunun büyümesine izin verilirse, bölge plak organizmalarının kademeli olarak azaltılmış bir pH'a adapte olduğu ekolojik bir niş sağlar (20, 26). Kavitasyonlu lezyon,

biyofilmi korur ve hasta bu alanı temizleyemediği sürece çürük ilerleme süreci devam eder (27).

Çürük dokusu, klinik olarak ayırt edilebilen üç bölgeden oluşur (28). Dış tabaka, klinik olarak dişin yumuşak mineralize dokusu olarak değerlendirilebilen nekrotik bölge ve mikrobiyal biyofilm içeren kontamine bölgeden oluşur (28). Bu nekrotik bölge, çok yüksek bir mikrobiyal yüke sahiptir. Bir sonraki tabaka, çok az mikroorganizma, minimum besin ve anaerobik atmosfer ile karakterize edilen demineralizasyon bölgesidir (28). Bu bölge klinik olarak derimsi dentin ile ilişkilendirilebilir. Son olarak, pulpa yakınında bulunan en içteki bölge, daha yumuşak olan sert dentinin yarı saydam bölgesidir (28). Demineralizasyon ve mikroorganizmaların olmaması bu bölgenin karakteristik özelliğidir, çünkü mikrobiyal flora bu derinliğe kadar nüfuz edemez (28).

Minedeki çürükler, tipik olarak diş plağının altında kalan küçük yüzey altı demineralizasyon alanları olan beyaz nokta lezyonları olarak başlar (20). Mine çürüğünün ilerlediğinde histopatolojik olarak 4 farklı tabakadan oluştuğu gösterilmiştir (29). Bunlar en derinden dışa doğru; translüsent tabaka, karanlık tabaka, lezyon gövdesi ve yüzeyel tabaka olarak sıralanabilir.

Çürüğün dentin dokusundaki etkileri geleneksel olarak enfekte dentin ve etkilenmiş dentindir (2). Sağlam dentin içinde bile bakteriler bulunduğundan, klinisyenlere çok yardımcı olmayan kesin terimler olmayan enfekte ve etkilenmiş dentini birbirinden ayırmak zordur (2).

Klinik olarak ayırt edilebilen çürüğün tabakaları şu şekilde sınıflandırılabilir (6):

- Sert dentin: Yalnızca keskin bir el aletine itici bir güç uygulanarak veya frez aracılığıyla uzaklaştırılabilen tabakadır.
- Sıkı dentin: El aletiyle ekskavasyona dirençli ve uzaklaştırmak için alete bir miktar basınç uygulanması gereken tabakadır.
- Derimsi dentin: Bir el aletiyle üzerine basınç uygulandığında deforme olmayan ancak fazla kuvvet gerektirmeden kaviteden uzaklaştırılabilen tabakadır.
- Yumuşak dentin: Bir alet ile üzerine bastırıldığında deforme olan, keskin bir el aletiyle az bir kuvvet yardımıyla kolaylıkla uzaklaştırılabilen tabakadır.

Preparasyonda bırakılan ve uzaklaştırılan dentin dokularını ayırt etmek için nem, renk, boyalarla boyanabilme gibi çok farklı başka kriterler de mevcuttur, ancak klinisyenler için pratikte hiçbir kriter sertlik kadar avantajlı değildir. Bu nedenle çürük uzaklaştırma metodları güncel olarak dentin dokusunun sertliği esas alınarak anlatılmaktadır (6).

2.1.2. Diş Çürüğünün Tedavisi

20. yüzyılın başından itibaren uzun bir süre boyunca diş hekimleri restorasyonları diş çürüklerinin tedavisi olarak uygulamışlardır. Dişlerin restorasyonu ve ağızda tutulmasına odaklanılması, diş çekimine bir alternatif olarak ilerleme olup, çürük önleme konusunda çok az bilginin olduğu, çürüklerin hızlı ilerlediği ve ilerleme oranlarının yüksek olduğu bir zamanda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (20).

Son otuz yılda birçok ülkede çürük yönetimine yönelik büyük ölçüde önleyici ve koruyucu bir yaklaşıma doğru bir geçiş olmuştur (20). Çürük oranları bireyler, gruplar ve ülkeler arasında büyük farklılıklar gösterse de, çürüğün çoğu insanda yavaş ilerlediği, koruyucu tedavilerin etkili olduğu bilindiği için, diş dokusunun korunması çürük için başarılı tedavi olarak kabul edilmektedir (30-32). Erken çürük lezyonlarının, biyofilmin uzaklaştırılması, florür uygulaması veya fissür örtücülerin uygulanmasıyla önlenmesi diş yapısının korunmasında önemli rol oynar (20).

Yakın zamanda yapılan bir çalışmada, derin çürük lezyonları radyografik olarak tespit edilebilen dentinin en iç 1/3 veya 1/4’ üne kadar ilerlemiş, pulpa ekspoz riski olan lezyonlar olarak tanımlanmıştır (33). Klinik olarak çürük derinliği ve rezidüel dentin kalınlığını değerlendirmek zordur (9). Derin çürük lezyonlarının tedavisi üzerine yapılan güncel çalışmalar, demineralize yumuşak dentinin tamamının uzaklaştırılarak ince bir bariyer olarak rezidüel dentin bırakılmasının gereksiz bir yöntem olduğunu ve daha minimal invaziv stratejilerin benimsenmesi gerektiğini belirtmektedir (2, 7, 9, 33).

2.1.3. Geleneksel Yöntemle Çürük Uzaklaştırma

Geleneksel olarak, çürük, esas olarak streptokoklar olduğu gösterilen (özellikle *Streptococcus mutans*) belirli bir bakteri veya bakteri türünün, çürük lezyonlarının varlığı,

şiddeti ve semptomları ile ilişkili olduğu bulaşıcı bir hastalık olarak kabul edilmiştir (6). Bu anlayış “spesifik plak hipotezi” olarak adlandırılmıştır (6). Sonuç olarak, çürükleri “tedavi etmek” için, tüm bu neden olan bakterileri ağızdan uzaklaştırmak (çürük tedavisi için aşılar da dahil olmak üzere antibakteriyel tedavilerin uzun süredir aranmasının nedeni) gerekmiştir (6). Black'e göre, klinisyenlerin tüm karyojenik bakterileri “enfekte” diş sert dokularından uzaklaştırması ve ardından plastik bir restorasyon yerleştirmesi gerekiyordu (34). Bu nedenle, bir restorasyon uygulanmadan önce çürük dokunun uzaklaştırılmasının tarihsel amacı, tüm bakterileri uzaklaştırmaktı.

Çürüğün selektif olmayan yöntemle tamamen uzaklaştırılması, sert dentine ulaşılana kadar tüm yumuşak dentinin preparasyonun perifer ve pulpaya yakın her bölgesinde selektif olmadan uzaklaştırılmasıdır (6, 33). Bu yöntemle, tüm yumuşak, hatta sıkı dentinin uzaklaştırılması, aynı zamanda demineralize dentinin de uzaklaştırılması anlamına gelir, fakat demineralize dentinin uzaklaştırılmasıyla, dişin koruyucu mekanizması olan remineralizasyon kullanılamaz (6). Bu yöntem günümüzde esas olarak çok miktarda fermente olabilen karbonhidrat alımıyla tetiklenen, biyofilm bileşimi ve aktivitesinde meydana gelen değişikliklerin ve karbonhidratların metabolize edilmesiyle üretilen bakteriyel asitlerin mineral kaybına yol açtığı ekolojik bir dengesizliğin sonucu olan, güncel çürük tedavi anlayışıyla uyuşmamaktadır (6, 35). Selektif çürük uzaklaştırma anlayışına göre, invaziv/restoratif tedaviler sırasında çürükleri kontrol altına almak ve çürük lezyonlarını durdurmak için kontamine diş sert dokularından tüm bakterilerin uzaklaştırılmasına gerek yoktur (6), ancak daha sonra yerleştirilen restorasyonlarla sızdırmaz tıkama sağlanarak bakterilerin beslenmesi engellenebilir ve bu durum mikroorganizmaların inaktivasyonlarına neden olmaktadır (36). Bakterilerin büyük çoğunluğu bu açlığa uzun süre dayanamaz ve uzun vadede sadece ihmal edilebilir sayıda canlı bakteri kalır, sonuç olarak bir restorasyon yerleştirmeden önce tüm kontamine dokuların uzaklaştırılmasına gerek yoktur. (6). Bu nedenle, selektif olmayan çürük uzaklaştırma günümüzde aşırı tedavi olarak kabul edilmekte ve artık önerilmemektedir (6).

Diğer bir tarihsel amaç ise, uzun süreli restorasyonlar yerleştirmek amacıyla sağlam dentinden daha yumuşak olması nedeniyle yapılacak restorasyonları sağlam dentin kadar desteklemediği için tüm demineralize dentini preparasyondan uzaklaştırmaktı (37, 38). Ancak geleneksel olarak diş hekimleri restorasyonların altına aynı zamanda yumuşak olan ve

restorasyonu desteklemeyen kavite taban maddeleri de uygulamaktadır. Bununla birlikte, restorasyonlar uzun ömürlü olmaya devam etmiştir (6). Bu durum, kavitenin büyük bölümlerinde restorasyon desteği mevcut olduğu sürece, restorasyonların altındaki çok sınırlı yumuşak yüzey alanlarının kabul edilebilir olabileceğini göstermektedir (6). Ayrıca, demineralize dentinin kollajen çatısı, dentin bakterilerle yoğun şekilde kontamine olmadığı sürece bir dereceye kadar sağlamlığını sürdürmektedir (6). Sızdırmaz tıkamanın sağlandığı bir restorasyonun altında kalan demineralize dentin için remineralizasyon ve dentinin mekanik özelliklerinin geri kazanılması dahil fonksiyonel 'iyileşme' mümkündür (39-41).

2.1.4. Selektif Çürük Uzaklaştırma

Geleneksel olarak, derin çürüklü lezyonların tedavisi genellikle pulpa ekspozuna ve ardından kök kanal tedavisine neden olmaktaydı (8). Bu nedenle çürük dokuya komşu pulpa ekspozundan kaçınmayı amaçlayan selektif çürük uzaklaştırma gibi biyolojik temelli tedavi stratejileri günümüzde teşvik edilmektedir (8). Nitekim, son raporlar, tamamen veya seçici olmayan çürük uzaklaştırmanın artık aşırı tedavi olarak kabul edildiğini belirtmektedir (42). Günümüzde, ekspoz olmuş pulpanın tedavisi için yönetim stratejileri de pulpektomiden kaçınarak değişmekte ve pulpa kaplamaları, kısmi ve tam pulpotomi gibi vital pulpa tedavileri (VPT) gibi konservatif ve minimal invaziv tekniklere yönelmektedir (9). Tüm bu değişiklikler, biyoaktif olarak adlandırılan dental materyallerin gelişimi sayesinde meydana gelmektedir (43, 44).

Teorik olarak ve geleneksel çürük uzaklaştırmada anlatılanlara dayanarak, bir restorasyon yerleştirmeden önce preparasyon içindeki çürük dokuyu uzaklaştırmaya gerek olmamalıdır (6). Çürük bir lezyonu kontrol etmek için bakterilerin hermetik sızdırmaz bir restorasyonun altında tıkanmaları yeterli olmalıdır (6). Ancak, bu durumla gelen 2 tane dezavantaj bulunmaktadır. İlk olarak, çürük dentin, sağlam dentinden daha yumuşaktır ve preparasyonda bırakılan yumuşak dentinin restorasyonun stabilitesini (kırılma direncini) kesinlikle etkilediği bulunmuştur (6). Ayrıca çürük dentin, modern dental adezivler için yeterince iyi fonksiyon sağlamamaktadır; çürük dentine bağlanma dayanıklılığı, sağlam dentine kıyasla %50'nin altına düşmektedir (6). Bu nedenle, restorasyonları sadece çürük doku üzerine yerleştirmek, restorasyon stabilitesini ciddi şekilde etkilemektedir (38, 45-47). Sonuç

olarak, ağızda kalım süresi uzun bir restorasyon elde etmek açısından, bir restorasyonu yerleştirmeden önce belirlenen çürük dokuların uzaklaştırılması gerekmektedir (6). Günümüzde uygulanan çürük uzaklaştırma prensibinin temel amacı, bağlanma için yeterli duvar yüzeyi oluşturarak uygulanan restorasyonun ömrünü artırmaktır (6). İkinci olarak, sızıdırmaz restorasyonun altında kalan bakteri miktarı çok fazla olabilir ancak metabolik açlık bakterilerin inaktivasyonuna yol açana kadar virülans faktörlerini salmaya devam ederler ve sonunda açlıktan öldüklerinde bir dizi toksik ürün salabilmektedirler (6). Her iki durumda pulpayı şiddetli şekilde etkileyebilir. Bu sebeple, bakteri yükünü azaltmak için en azından preparasyonun perifer bölgelerindeki çürük dokuyu uzaklaştırmak mantıklı görünmektedir (6).

Tek aşamalı selektif çürük uzaklaştırma, periferal çürük dentinin aynı seansta sağlam dentine ulaşılana kadar uzaklaştırıldığı, preparasyonun sadece pulpal duvarında sert veya yumuşak çürük dentin bırakıldıktan sonra bir biyomateryalin dentin bariyeri üzerine uygulanarak kalıcı restorasyonun yerleştirildiği uygulamadır (8). Aşamalı çürük uzaklaştırma yöntemi ise, ilk seansta yumuşak dentinin selektif çürük uzaklaştırmayla geçici bir restorasyon yapabilecek kadar preparasyondan temizlendiği ve 6-12 ay sonra ikinci bir seansta preparasyonun sert dentine ulaşılana kadar temizlenerek daimi restorasyonun yapıldığı selektif çürük uzaklaştırma tekniğidir (8). Günümüzde derin çürük lezyonlarının tedavisinde, pulpa ekspozundan selektif çürük uzaklaştırma yöntemleriyle kaçınılması gerektiği yapılan çalışmalarla desteklenerek bildirilmektedir (48). Demineralize olmamış yani sağlam ve demineralize ancak remineralize olabilecek dokuları korumak, sert doku kaybını azaltmaya yardımcı olur böylece kavitelerin boyutları sınırlandırılmış olur ve restorasyon döngüsü yavaşlamaktadır (49-51).

Açıklandığı gibi, çürük uzaklaştırma esas olarak bakterileri veya demineralize dentini uzaklaştırmak veya retantif bölgeler oluşturmak için değil, daha çok uzun ömürlü bir restorasyon uygulamak için yapılır, bu sayede restorasyon döngüsünü yavaşlatmak ve pulpa sağlığının korunmasını sağlamak mümkündür (6). Tekrar eden restorasyon döngüsünün yavaşlatılması, sonunda dişin uzun süreli ağızda hizmet vermesini sağlayacaktır (6).

Restorasyonların altında kalan bakterilerin tolere edilmesini sağlamak için yeterli bir sızdırmazlığın sağlanması restoratif diş hekimliğinde esastır (52). Bu sızdırmazlık kavitenin her

bölgesinde gerekli değildir, çürük dokunun bırakıldığı, bazı bakterilerin merkezi olarak kavite içinde hapsolduğu ve restoratif materyalin dentine bağlanma gücünün sınırlı olduğu bir restorasyon altında periferik olarak sıkı bir sızdırmazlık elde etmek yeterli görünmektedir (6). Bir kavitenin periferal bölgelerindeki çürük dokunun uzaklaştırılması, aynı zamanda, bağlanacak geniş bir temiz alan sağlaması sebebiyle restorasyon ömrünün optimize edilmesini de sağlayacaktır (6).

Çürük artık bulaşıcı bir hastalık olarak görülmemektedir. Değişen bu anlayışa paralel olarak, çürük ve çürük lezyonlarının nasıl yönetileceğine ilişkin felsefeler de değişmiştir; çürük lezyonlarını tedavi etmenin amacı, onları uzaklaştırmak değil, aktivitelerini kontrol etmektir (6).

2.2. Pulpanın Korunması

Restoratif diş hekimliğindeki modern yaklaşımda en büyük zorluk, hipomineralize çürük dentinin remineralizasyonunu sağlamak ve bu sayede pulpa vitalitesini korumaktır (8).

Yıllar boyunca çürük lezyonların tedavisi pulpaya komşu kavite duvarlarının bir taban maddesiyle kaplanmasını içermekteydi ve bu aşamada da sıklıkla kalsiyum hidroksit kullanılmaktaydı (10, 11). Yeni restoratif materyallerin gelişmesi (53) ve demineralize veya enfekte dentin olarak da tanımlanabilen tüm çürük diş dokusunun uzaklaştırılması algısının da değişmesiyle (1, 54), pulpal vitaliteyi korumak amacıyla kaviteye baz materyallerin uygulanması konusunda bazı güvensizlikler oluşmuştur (10, 55, 56).

Restoratif diş hekimliğinin temel amacı; vital dişlerin pulpal sağlığının devamını sağlamaktır (14). Ancak günümüzde klinisyenlerin uygulaması için tek bir pulpa koruma protokolü bulunmamaktadır (57, 58). Pulpa kaplamasının amaçları; pulpaya yakın bölgede varlığını sürdürebilen bakteri miktarını azaltmak, reaksiyoner dentin oluşumunu başlatmak, kalan demineralize sert dokuları remineralize etmek, pulpayı termal ve elektriksel dış etkenlerden izole etmek ve pulpal hücreleri adeziv ve restoratiflerin hidroksietilmetakrilat (HEMA) gibi zararlı kimyasal içeriklerinden korumak (10, 11) ve meydana gelen mikrosızıntının pulpa üzerindeki etkilerini önlemektir (59). Hayvanlar ve insanlar üzerinde yürütülen birçok

çalışma linerların dentinogenezisi başlatabildiği (60, 61) ve pulpal enflamasyonu azaltarak pulpa vitalitesini korumaya yardımcı olduğu (62, 63) hipotezini desteklemektedir.

İndirekt pulpa kaplaması, genellikle derin kavite preparasyonlarında, çürük dentin preparasyonda bırakılmış veya tamamen uzaklaştırılmışken pulpaya çok yakın olan ancak görünür pulpa ekspozu olmayan lezyonlarda uygulanan pulpanın korunması işlemidir (53, 64). Son yıllarda güncellenen tanım ve terminoloji rehberlerinde (European Society of Endodontology-ESE, 2019), preparasyonda yumuşak ve sert çürüklü dokunun tamamen uzaklaştırılarak sağlam dentine ulaşılması ve devamında indirekt pulpa kaplaması uygulamasının günümüzde agresif ve hatta aşırı bir tedavi yöntemi olduğu bildirilmektedir (48).

Direkt pulpa kaplaması, diş preparasyonu veya çürük uzaklaştırma sırasında çürük veya travma sebebiyle gözle görülür şekilde ekspoz olmuş vital asemptomatik pulpa dokusunun iyileşmesini desteklemek, vitalitenin devamını sağlamak ve pulpayı termal, kimyasal, toksik uyaranlardan korumak amacıyla terapötik bir biyomateryalle örtüldüğü devamında ise kaide materyali (baz) ve restorasyonla tamamlanan uygulamadır (57).

Daimi dişlerde meydana gelen pulpa ekspozunda ve indirekt pulpa kaplama uygulamalarında, geleneksel olarak en sık tercih edilen pulpa kaplama materyali kalsiyum hidroksit olmuştur ve uzun yıllar altın standart olarak kabul edilmiştir (65). Kalsiyum hidroksit, hidrasyon reaksiyonu boyunca çevreye salınan hidroksil iyonlarının neden olduğu kimyasal hasar yoluyla etki etmektedir, böylece pulpa kendisini korumak ve tamir etmek için reperatif dentin köprüsü oluşumu için uyarılmış olur (58). Maymunlar üzerinde yapılan bir çalışmada, kalsiyum hidroksit simanla oluşturulan 192 dentin köprüsünden %89'unda tünel defektleri tespit edilmiştir ve kalıcı bir bariyer, bakteriyel enfeksiyonlara karşı uzun dönem tıkama sağlaması açısından yeterli olmayabileceği rapor edilmiştir (66). Ancak kalsiyum hidroksitin en büyük dezavantajı, çözünebilirliğinin çok yüksek olması ve zamanla ortadan kalkarak reperatif dentin oluşumunda defektler meydana gelmesine neden olarak bakteriyel invazyona karşı kalıcı bir tıkama sağlayamamasıdır (67). Bunun yanı sıra, dentin duvarlarına yetersiz bağlanma özelliği, tıkama özelliğinin yetersiz olması, zamanla çözünmesi, ve antibakteriyel karakterinin yetersiz olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (57). Yüksek bazik özelliği nedeniyle, pulpa ile doğrudan temas halindeki kalsiyum hidroksit, yüzeyel pulpa tabakasında lokal olarak

kontrolsüz bir nekrotik bölge oluşturur, bu nekrotik tabaka zaman içinde devam eden bir enflamatuar reaksiyonu başlatır veya intrapulpal kalsifikasyonların oluşumuna neden olmaktadır (68). Bu nedenle, kalsiyum hidroksit artık elimizdeki en iyi materyal seçeneği olarak görünmemektedir (69). Günümüzde, kalsiyum hidroksit, daha öngörülebilir klinik sonuçlarla incelenmiş olan kalsiyum silikat esaslı materyaller ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar gibi yeni nesil materyallere yerini bırakmaktadır (70, 71).

Kalsiyum silikat esaslı materyaller, kalsiyum silikat veya kalsiyum aluminatları kullanarak apatit oluşumunu sağlayabilen biyoaktif ve aynı zamanda dentin köprüsü oluşumunu başlatmak için gerekli iyonları saldıkları için biyointeraktif materyallerdir (72). Kalsiyum silikat esaslı materyallerin giderek artan baskın rolü, yüksek biyouyumlulukları, osteokondüktif aktiviteleri ve insan vücudunda pulpa kaplaması uygulanan bölgenin sızdırmazlığının ve dentin köprülerinin oluşumu gibi rejeneratif yanıtları indükleme yetenekleri ile açıklanabilir (8).

Başarılı bir pulpa kaplama uygulaması için diğer önemli faktörler, biyoaktif materyalin diş yapısına bağlanma yeteneği, pulpa kaplama materyali ve restoratif materyal arasındaki bağlanma kuvvetidir(8).

2.3. Kaide Materyalleri ve Linerlar

Çürük dokusu dişten uzaklaştırıldıktan sonra pulpanın korunması ve restoratif materyalin desteklenmesi amacıyla temel olarak iki farklı kategoride materyal kullanılmaktadır; kaide materyalleri (baz) ve *liner*lar. Bu materyaller, restoratif materyaller altında tek başlarına kullanılabildikleri gibi, aynı preparasyon için kombine olarak da kullanılabilirler. *Liner*lar, Ferracane tarafından dentin duvarlarına ince tabakalar halinde uygulanabilen, dentini ve dolaylı olarak pulpayı restoratif prosedürlerin irritanlarından ve bakterilerden koruyan bir materyal olarak tanımlanmıştır (73). Kaide materyalleri ise preparasyonun derin bölgelerine dentini ve pulpayı termal, kimyasal dış etkenlere karşı korumak amacıyla uygulanan, restoratif materyali ve kalan diş dokusunu fonksiyon sırasında destekleyebilecek kadar kuvvetli olan materyallerdir (73, 74). *Liner*lardan farklı olarak bazlar, uygulama ve fonksiyon sırasında restoratif materyali destekleyebilmek için yeterli dayanıklılıkta olabilmesi açısından daha kalın tabakalar halinde uygulanmalıdır (73).

Baz ve *liner*ların final restorasyondan önce uygulanmasındaki amaçlardan biri, restoratif olarak kullanılan kompozit rezinlerin dişlerde sıklıkla yarattığı postoperatif hasssiyetten koruyan bir tabaka oluşturmasıdır (11). Zamanla sorunlara neden olanın restoratif materyal değil, bakteriler ve bakterilerin yan ürünleri olduğu ortaya çıkmıştır (11). Ağız boşluğunda bulunan bu bakteriler, ağız sıvılarının kılcal hareketi ile restorasyonun kenarından dentin dokusuna ulaşabilirler ve bir başka deyişle mikrosızıntı; dişler ve restoratif materyal arasındaki arayüzde bakteriyel, kimyasal ve moleküler sızıntının marjinal geçirgenliği olarak tanımlanmaktadır (75). Restorasyonun marjini, restoratif materyal ile diş arasındaki termal genleşme farkı, polimerizasyon büzülmesi, bitirme ve cilalama etkileri, mine prizmalarının oryantasyonu, uygulama yöntemleri ve kavite konfigürasyonundan etkilenmektedir (11). Bu bakteri akışı, postoperatif hassasiyet, marjinal renk değişikliği, ikincil çürükler, pulpa iltihabı, pulpa nekrozu, periodontal hastalık ve olası endodontik tedavi ihtiyacı gibi sorunlara neden olabilmektedir (62). Bunu önlemek içinde baz ve linerlardan bir tampon tabaka oluşturması beklenmektedir (62). Bir baz veya liner kullanırken, dişe veya hastaya zarar vermeyeceğinden emin olmak önemlidir, yani materyaller biyouyumlu olmalıdır. Biyouyumluluk, bir malzemenin vücutla temas halindeyken uygun bir biyolojik tepki ortaya çıkarma yeteneği olarak tanımlanmıştır (75).

Cam iyonomer esaslı materyaller, dentini taklit etmek amacıyla kaide materyali veya pulpa koruyucu liner olarak kullanım idealdir (76). Florür içermesi ve düzenli florür salımı ve bununla alakalı antimikrobiyal etkileri, dentine kimyasal olarak bağlanabilmesi, tıkama etkisi, post-operatif hassasiyete neden olmaması gibi avantajları sayesinde ince bir liner tabakası olarak veya daha kalın dentin yerine uygulanan taban maddesi olarak kullanımı çok uygundur (77). Derin çürüklü dişlerde direkt olarak pulpa üzerine rahatlıkla uygulanabilen yüksek biyouyumluluğundan yararlanılan MTA ve bu materyalin bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak için geliştirilen rezin içerikli trikalsiyum silikat esaslı (Theracal LC, Bisco, ABD) materyaller de *liner* olarak restoratif diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır.

2.3.1. Biyoaktif Materyaller

Diş hekimliğinde biyoaktif restoratif materyallerin kullanımı aslında yeni bir konsept değildir. Diş dokularına adezyonun genel kuralları, sekonder veya rekürrent çürüklerin engellenmesi için çevre diş dokularında florür salan materyallerin kullanımı gibi bazı önemli

gelişmeler düşünüldüğünde, diş hekimliği uzun yıllardır florür salan materyaller şeklinde "biyoaktif" restoratif materyallere sahiptir (78).

Biyoaktivite, dokularda dayanıklı bir şekilde uzun süre mevcut kalabilen ve çevre dokularla bağlanma yüzeylerinde (arayüz) değişiklikleri geçirme yeteneğine sahip malzemeler için kullanılan bir terimdir (79). Restoratif diş hekimliği için biyoaktif materyal ise, inorganik fosfat çözeltisi varlığında apatit benzeri bir materyal içerikli yüzey tabakası oluşturabilen malzeme olarak tanımlanmıştır (80). Biyoaktif materyaller doku sıvılarıyla temas ettiğinde, kalsiyum hidroksit ($Ca[OH]_2$) salarlar, kalsiyum hidroksit dokularla etkileşime girebilir ve rejenerasyonu başlatabilirler (79). Bu materyaller, "biyoaktif camlar" genel terimi adı altında çeşitli camları, apatit ve hidroapatitleri, apatit-vollantonit malzemeleri, kalsiyum silikat esaslı simanlar ve kalsiyum alüminat esaslı simanlar gibi çeşitli cam seramikleri içerir (78). Biyoaktif simanlar, bilinen ve uzun süredir kullanılan kimyasal bağlanan seramik (KBS) dental ve tıbbi malzeme grubunun kapsamına girmektedir. Bu simanlar, su bazlıdır ve bu nedenle de sıklıkla ‘’hidrolik’’ simanlar olarak isimlendirilmektedirler (78). Bu grupta yer alan, diş hekimliğindeki kimyasal bağlanan seramik simanların temeli olan, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen, uzun süredir kullanımda olan çinko-fosfat, silikat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar restoratif diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır (78).

2.3.2. Biyoaktif Materyallerin Gelişimi

Kalsiyum silikat esaslı materyaller, ilk olarak diş hekimliğinde 1878'de Portland siman ile kök kanallarını doldurmak amacıyla kullanılmıştır, daha sonra klinik uygulamada giderek yaygınlaşmış ve MTA'nın ilk tanıtıldığı 1990’lı yıllardan sonra belirli endikasyonlar için vazgeçilmez olmuşlardır (79). Geleneksel kimyasal bağlanan seramik siman materyallerin gelişimi (çinko-fosfat → polikarboksilat → CİS) diş yapısı ile etkileşimleri açısından daha inert bileşimlerden daha interaktif veya dinamik işlevlere sahip materyallere doğru büyük bir evrimleşme eğilimi göstermektedir (78). Bu eğilim, üç önemli işlevsel yönle daha ileri şekilde tanımlanmaktadır:

- Diş dokusuna adezyon
- Ölçülebilir florür seviyelerinin sürekli salımı

- Dental restoratifler ve simanlar için rezin metakrilat kimyasının geliştirilmesi, kullanılması ve bileşenlerin yapısına dahil edilmesine yönelik artan çalışmalar şeklinde sıralanabilir.

Açıkçası, "interaktif" veya "biyoaktif" dental restoratif materyal arayışı tamamen yeni bir çaba değildir ve kalsiyum silikat veya kalsiyum alüminat esaslı dental materyallerle de başlamamıştır (78). Örneğin, genel bir kavram olarak, CİSlere, dinamik florür salımlarının yanı sıra, kalsiyumdan yoksun demineralize diş dokusunu remineralize etme özelliğine de katkıda bulunduğu iddia edilen benzersiz mineral bazlı farklı tuzları içeren matriks bileşimleri nedeniyle biyoaktif özellikler atfedilmiştir (78).

Temel yapı taşı Portland siman olan kalsiyum silikat simanlar, diş hekimliğinde ve piyasaya ilk sürüldüklerinde endodontik tedavi alanında kullanılmak üzere ortaya çıkan biyoaktif malzemelerden ilkidir ve klinik açıdan kullanılabilir olması için mineral trioksit agregat (MTA) formunda tanıtılmıştır (78, 81, 82).

Biyoaktif materyallerden beklenen bazı ortak özellikler bulunmaktadır. Yeterince dayanıklı olması, antimikrobiyal özellikler taşıması, biyouyumlu olması, uygulandığı dokuyu stimüle edebilir olması, dokuyu modüle etme özelliğinin bulunması, boyutsal olarak stabilite, kolay manipülasyon, tıkama özelliğinin olması, non-toksik, non-karsinojenik, non-genotoksik ve radyoopak olması; nem hassasiyetinin ve rezorbe olma özelliğinin olmaması beklenmektedir (79).

Kalsiyum silikat esaslı materyaller, kristal fazların oluşumuyla sonuçlanan hidrasyon reaksiyonunu içeren temel bir sertleşme mekanizmasına sahip di/tri/tetra-kalsiyum silikat fazlarından oluşan materyaller olarak tanımlanmaktadır (83). Hem kalsiyum silikat hem de kalsiyum alüminat simanların sertleşme reaksiyonu, siman tozuna su veya sulu bir çözelti eklendiğinde aşağıdaki olayları içeren, benzer bir kimyasal olay dizisi izler (78):

1. Siman tozunun çözünmesi
2. Sulu çözelti içinde artan iyonik konsantrasyon
3. Çözeltide iyonik bileşiklerin oluşumu

4. Doygunluk konsantrasyonuna ulaştıktan sonra bileşiklerin katılar olarak çökelmesi (hidrasyon ürünleri)
5. Daha sonraki aşamalarda ürünlerin, anhidröz siman yüzeyinin üzerinde veya çevresinde oluşması.

2.4. Cam İyonomer Simanlar (CİS)

CİSler, restoratif silikat simanların estetik, dayanıklılık, biyouyumluluk özelliklerindeki eksikliklerini gidermek için 1970'lerin başında Wilson ve Kent tarafından icat edilmiş ve geliştirilmiştir (84, 85). CİSler, asitte çözünebilen fluoro-aluminosilikat cam tozu, su ve tartarik asitte çözünmüş polialkenoat (poliakrilik) asitler içeren asit-baz esaslı biyomateryaldir (86, 87). CİSler, ilk ticari ürünler 1972'de piyasaya sürüldüğünden beri klinik olarak kullanımı çok yaygınlaşmış ve diş hekimliğinde önemli rol edinmiş materyallerdir (87, 88).

CİSler farklı formlarda başarılı şekilde kullanılmaktadır. Liner olarak, sınıf I ve II kompozit restorasyonlar altında taban maddesi olarak kalsiyum hidroksit ve diğer benzer taban maddelerinin yerini almak için kullanılabilirler (12). Ayrıca kronda daha az renk değişikliğine neden olması sayesinde, MTA'nın yerine kullanılabilecek alternatif taban maddesi olarak kabul edilir (89). CİS hidroksiapatitle güçlendirildiğinde fibroblast proliferasyonu ve bu hücrelerin dişe bağlanmasını arttırdığı için periodontal lezyonların mevcut olduğu bölgeler, özellikle kök çürüklerinde güvenle kullanılmaktadır (90). Ek olarak, bakteriyel asidik yan ürünleri tamponlayarak ortamın pH'ını yükseltir ve *S. mutans* ve *S. sanguinis*'in büyümesini tamamen inhibe etmektedir (91).

CİSler diş sert dokularıyla ve hatta ortodontik braketler gibi klinik kullanımı olan metallerle de iyon alışverişi (şelasyon) yoluyla kuvvetli kimyasal bağlar oluşturmaktadır (86, 87). Bu materyal ağzın nemli ortamında prepare edilmiş diş dokusuna bağlanabilir ve restorasyon ile diş dokusu arasındaki ara yüzeylerdeki marjinal boşlukları kapatmak için kullanılmıştır (92). Reaktif kimyası sayesinde CİSlerden, diş dokuları üzerinde istenen olumlu bir etki olarak sürekli florür salımı meydana gelir ve muhtemel çürük oluşumunu inhibe edebilirler (75), bu özellik sayesinde de CİSler diğer restoratif materyallere göre önemli bir avantaj sağlamaktadır. Ayrıca CİSler; seramikler, altın alaşımları ve amalgama alternatif olarak kullanılan kompozit rezinlerden daha az alerjik reaksiyona yol açtığı ve düşük sitotoksisite ve

mutajenitesi sayesinde dental hassasiyete çok daha az yol açtığı bilinmektedir (93). Bununla birlikte, mekanik ve estetik özelliklerinin bazı materyallere göre yetersiz kalmasından dolayı, daimi restoratif olarak CİS kullanımı sınırlıdır (12).

2.4.1. Cam İyonomer Simanların Yapısı

Cam iyonomer simanlar için, polimerik suda çözünen asit, iyon geçirebilen (ion-leachable) baz cam ve su olmak üzere esansiyel üç içerik bulunmaktadır (94, 95). Bunlar genellikle sulu polimerik asit çözeltisi ve ince öğütülmüş cam tozu olarak sunulur ve hızlı şekilde sertleşen visköz kıvam oluşturmak için uygun bir yöntemle karıştırılır (95). Bununla birlikte, asit ve camın toz içinde bulunduğu, sertleşmeyi sağlamak için saf suyla karıştırılan ya da asitin cam tozu içerisine eklendiği ve geri kalan içeriklerin suyla seyreltilmiş solüsyon içerisinde bulunduğu alternatif formülasyonlar da piyasada bulunmaktadır (95).

CİS içinde kullanılan polimerler, homopolimer olan poliakrilik asit, akrilik asitin 2:1 kopolimeri veya maleik asit olan polialkenoik asitlerdir (95). Polivinil fosfonik asit, potansiyel bir siman oluşturucu olarak rapor edilmiştir (96), ancak klinik kullanımı sertleşme hızını modifiye eden ajan olarak poliakrilik asit karışımı içinde kullanıldığı tek bir markayla sınırlıdır (95). Polimer içeriği CİSin mekanik özelliklerini etkilemektedir; yüksek moleküler ağırlığı olan polimerler sertleşmiş simanın dayanıklılığını arttırır ancak yüksek moleküler ağırlıklı polimer içeren solüsyonlar yüksek vizkoziteye sahip oldukları için karıştırılması daha zor olmaktadır (95).

CİSler için bazik cam yapısının asitle reaksiyona girerek bir tuz oluşturması sahip olması gereken en önemli özelliktir (95). Prensip olarak, bu gereksinimi karşılayan birkaç farklı cam bileşimi hazırlanabilir, ancak pratikte sadece florür ve fosfat ilaveli alümino-silikat camlar tamamen tatmin edicidir (95). Piyasada mevcut CİSlerin içeriğindeki cam bileşimi tipik olarak kalsiyum bileşenlerinden oluşur, ek olarak bir miktar sodyum ilavesi de içermektedirler (95). Kalsiyumun yerine stronsiyum kullanılan materyaller de vardır (95). CİSlerin cam içeriği bazik karakterini içeriğindeki alümina ve silikadan almaktadır (95). Sadece silika esaslı cam içeriği yeteri miktarda reaktif ve bazik yapıda değildir çünkü yapısı esas olarak, yük taşımayan zincirler oluşturmak için köşelere bağlı olan SiO_4 tetrahedra moleküllerinden oluşmaktadır (95). Alümina eklendiğinde, alüminyum AIO_4 tetrahedra olarak adlandırılan silikona benzer bir 4-

katlı dört yüzlü geometrik forma dönüşmeye zorlanır (95). Alüminyum iyonu esas olarak 3+ yük taşıdığından, 4+ yük taşıyan iyon hali negatif olarak değiştirilmiş oksijenlerin etkisini silikon kadar etkili bir şekilde engelleyemez (95). Bu durumu dengeleyebilmek için içerikte, Na^{+}, Ca^{+2} veya Sr^{+2} gibi fazladan katyonların mevcut olması gerekmektedir (95). Bu içerikler bazik karakteri oluşturur ve cam yapısının asitlerle reaksiyona girebilmesini sağlamaktadır. Ayrıca stronsiyum, kalsiyuma göre simanların görünümü üzerinde herhangi bir yan etkisi olmaksızın radyopasiteyi artırıcı etkiye sahiptir (95). Cam iyonomer simanların yapısındaki camın en önemli komponentlerinden biri de florürdür (95). Florür içeren cam yapısı, cam iyonomerlerin piyasaya tanıtıldığı ilk zamanlardan itibaren en eski formülasyonlarda bile SiO_2-Al_2O_3-CaF_2 veya daha karmaşık olan SiO_2-Al_2O_3-P_2O_5-CaO-CaF_2 sistemi olarak mevcut bulunmaktadır (95, 97).

CİSlerin içinde şelasyon hızını modifiye eden şelasyon ajanları kütlece %5-10 oranları arasında bulunmaktadır ve bunlardan en başarılı olduğu kanıtlanan ikisi tartarik asit ve sitrik asittir (95, 98).

2.4.2. Cam İyonomer Simanların Sertleşme Reaksiyonu

Cam iyonomer simanlar esas olarak, toz ve likit arasında meydana gelen bir asit-baz reaksiyonu sonucu sertleşmektedir ve sonuç olarak hidrate olmuş bir siman tuzu oluşur (84). Bu asit-baz reaksiyonu proton donörü olan poliakrilik asit ile proton alıcısı olan alüminosilikat cam arasında gerçekleşir (99). Asit ve cam yüzey arasında meydana gelen asit-baz sertleşme reaksiyonu, polialkenoat zincirleri arasında çapraz bağlanmalar oluşmasını sağlayan metal katyonlarının serbest kalmasına neden olur (13, 100, 101), bir başka deyişle asit cam ağını yıkar ve Al^{+3} ,Ca^{+2} ,Na^{+} gibi katyonlar serbest kalır (99). Bu katyonlar karboksilat polimeri tarafından tutulur ve şelasyona uğrarlar, sonunda polimer ağda çapraz bağlar meydana gelir ve sert bir polituz matriksi oluşur (99). Daha sonra ilk 24 saat sonrasında meydana gelen maturasyon sırasında; polimer zincirlerinin çapraz bağlanmasının devamı ve fiziksel özelliklerin gelişimini sağlayan hidrojel matriks olgunlaşması meydana gelmektedir (102-104).

Sertleşme reaksiyonu 4 aşamada meydana gelmektedir (99):

1. Tozun ayrışması: Cam parçacıkların yüzeyleri asit tarafından yıkıma uğrar, çözeltiye metalik katyonlar salınır ve parçacıkların yüzeyinde silikat jel tabakası oluşur.

2. Jelasyon: Katyon konsantrasyonundaki bu artışla, sulu fazın pH değeri artar, bu da karboksilik asidin daha fazla iyonlaşmasına neden olur. Belirli bir noktada jel yapısı, zayıf iyonik çapraz bağlar ve hidrojen bağlarının oluşumu ile meydana gelir.

3. Sertleşme: Metalik katyonların salınması sonucu polimer zincirlerinde çapraz bağların oluşması simanın sertleşmesini sağlar. Nihai materyal, çapraz bağlar içeren polituz matriksi ile çevrelenen reaksiyona girmemiş cam parçacıklardan oluşur.

4. Maturasyon: Sertleşmeden sonra reaksiyon devam eder ve bağ kuvvetleri (moleküller arası kuvvetler) artar. Dayanıklılığın büyük kısmı 24 saat sonra elde edilse de, katyonların asit lokasyonlarına difüzyonunun bir sonucu olarak birkaç ay boyunca Young modülündeki artışla birlikte bağ gücü değerlerindeki artış devam eder (105).

RMCİS'larda, poliakrilik zincirler arasındaki iyonik çapraz bağların yanı sıra, HEMA molekülünün ışıkla aktive olan polimerizasyonu ve serbest radikalleri de sertleşme reaksiyonunda rol oynar (99).

2.4.3. Cam İyonomer Simanların Diş Dokularına Bağlanması

CİSlerin diş yüzeyine bağlanma mekanizması önemli bir klinik avantajdır. CİS, kemik, mine ve dentin gibi polar materyallere kimyasal olarak bağlanma kapasitesine sahiptir. Bu malzemeler yüksek yüzey enerjisine sahiptir, ancak soy metaller ve porselen ile reaksiyona giremezler (105). CİSler, poliakrilik asit veya benzeri polimerler yapılarına katılarak hazırlanırlar ve poliakrilik asitlerin çinko polikarboksilat simanların yapısından dolayı da adezyonu desteklediği bilinmektedir (101).

CİSler, polialkenoat asit karboksil grupları ve mine, dentin dokuları içindeki hidroksiapatit partikülleri arasındaki iyonik bağlardan oluşan kimyasal bağlar aracılığıyla diş sert dokularına kendi kendine bağlanan self-adeziv materyaldir (95, 106). CİS, alttaki dentin veya mineye bir veya birkaç mekanizma ile bağlanır. Bu mekanizmalar şu şekilde sıralanabilir; (1) CİS-diş bağlantısı- CİS'in smear tabakasını ortadan kaldırdığı ve mekanik retansiyon sağlayan diş yüzeylerini kısmen aşındırdığı öne sürülmüştür; (2) adsorpsiyon- bu mekanizma, kimyasal bağların (iyonik, hidrojen) veya kuvvetlerin (Van der Waals) birlikte hareket ettiğini varsayar; ve (3) difüzyon- çeşitli yazarlar, mobil iyonların, iki malzeme fazı arasında kademeli bir geçişin "ara fazının" oluştuğu CİS-diş ara yüzünde değişimini ortaya atmıştır (87). CİS

uygulamasından sonra zamanla, CİS içindeki karboksil grupları (COO-) ile kalsiyum ve fosfat içeren hidroksiapatit mineral parçacıklarından oluşan diş dokusu arasında kimyasal bağlar oluşur (107). Dişten ayrılan iyonlar (kalsiyum ve fosfat) reaksiyona girmemiş CİS içinde hapsolur ve CİS-diş ara yüzünde ayrı bir bölge/katman oluşturur (87). Bu materyaller arası katman, bileşime ve CİS'in diş dokularıyla etkileşimine bağlı olarak kalsiyum, fosfat, alüminyum, florür ve silika içerir (108).

Genel olarak bakıldığında, CİSlerin diş dokularına bağlanması birbiriyle alakalı iki mekanizmayla açıklanmaktadır (95). Bunlar;

1. Mikromekanik kilitlenme: CİS içeriğindeki poliasit bileşenine bağlı olarak kendi kendine diş dokularını pürüzlendirmeyi sağlayan CİS tarafından meydana getirilir.

2. Gerçek kimyasal bağlanma: Bu mekanizma, poliasit molekülleri üzerindeki karboksilat grupları ve diş yüzeyindeki kalsiyum iyonları arasında oluşan iyonik bağları içerir (109).

CİSlerin diş dokusunda retansiyonu desteklediği ve marjinal sızıntıyı azalttığı veya ortadan kaldırdığı için diş dokusuna kendi kendine bağlanabilme özelliği açısından önemli rol oynamaktadır (95). Bu sayede zararlı mikroorganizmaların restorasyon altındaki boşluğa girerek çürük oluşturma ihtimali de azalmaktadır (95).

2.4.5. Cam İyonomer Simanların Avantaj ve Dezavantajları

CİSlerin alternatiflerine göre esas avantajı, diş dokusu ile etkileşiminde yatmaktadır, herhangi bir adeziv ajana ihtiyaç olmaksızın preparasyonlara uygulanabilirler (87, 110). CİSlerin florür salımı yapabilmesi de diğer bir önemli avantajıdır. Bu özelliği, çok uzun süreler boyunca sürdürülebilir (111) ve uygulandığında ilk hızlı salım modeli, devamında ise difüzyon esaslı daha düşük seviyeli bir salım gösterir (112). CİSlerden florür salımı asidik koşullarda artar ayrıca CİSler dış ortamın pH'sini artırarak asitliği önleyebilirler (113). Bu özellik tamponlama olarak adlandırılmaktadır ve çürük lezyonlarının oluşmasını ve ilerlemesini engelleyebileceği için klinik olarak yararlı olabilmektedir (113). Bu özellikleri sayesinde CİS esaslı dental materyallerin sekonder çürükle ilişkisi diğer materyallere göre çok daha az bulunmuştur (95).

CİSler, çevrelerindeki sulu ortama biyolojik olarak yararlı olan seviyelerde florür, sodyum, fosfat ve silikat gibi biyolojik olarak aktif ve birçok rolü bulunan iyonlar salabildikleri için yapıları gereği biyoaktiftirler (113). Asidik koşullarda, bu iyonlar nötr koşullara göre daha büyük miktarlarda salınır (95). CİSlerin nemli yüzeylere bağlanmadaki başarısı ve minimum büzülme göstermeleri, restore edilecek kavitelerde bulk materyal olarak kullanılabilmelerini sağlamıştır (114). Ayrıca biyouyumlu materyallerdir (110, 115).

Bununla birlikte, geleneksel CİSlerin en önemli dezavantajı yeterli sertlik ve dayanıklılık özelliklerinin olmamasıdır (99). Geleneksel CİSlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için hidrofilik monomerler ve HEMA gibi polimerler içeren rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler geliştirilmiştir (115). Yapılan bir çalışma, RMCİSlerin geleneksel CİS ile karşılaştırıldığında genellikle çok daha yüksek bükülme dayanıklılığına sahip olduğunu göstermiştir (yaklaşık 71 MPa'ya karşı 11 MPa) (116).

Ayrıca CİSlerin renk stabilitesi yetersizdir, metalik restorasyonlar kadar güçlü değildir ve çalışmalar, düşük bükülme dayanımı nedeniyle CİSlerin kırılgan olduğunu ve kolayca çatlaklar meydana gelebileceğini göstermektedir (114).

2.4.6. Cam İyonomer Simanların Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde CİSler restoratif materyal, kaide materyali veya liner, fissür sealantı gibi pek çok farklı kullanım alanında yer bulmuştur. CİSlerin sınıflandırması da kullanılacağı amaçlar göz önünde bulundurularak üç farklı temelde yapılmaktadır (95):

Tip I: Simantasyon ve yapıştırma amacıyla kullanılan Cam İyonomer Simanlar

- Kron, köprü, inley, onley ve ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılırlar.
- Restoratif tiplere göre daha düşük toz/likit oranına (1.5/1- 3.8/1) sahip oldukları için dayanıklılıkları da daha düşüktür.
- Hızlı sertleşirler ve erken evrede suya dayanıklıdırlar.

Tip II: Restoratif Cam İyonomer Simanlar

Estetiğin önemine göre iki alt grupta incelenebilirler:

Tip II-i: Estetik restoratif CİSler

- Anterior bölgede ve estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda renk uyumunun iyi olması ve translüsensi özellikleri sayesinde kullanıma uygundur.
- En az 3/1 ve 6.8/1 oranına kadar kullanılabilen yüksek toz/likit oranına sahiptirler.

Tip II-ii: Güçlendirilmiş restoratif CİSler

- Estetiğin önemli bir kriter olmadığı posterior bölgede ve tamir amacıyla kullanılabilirler.
- 3/1 – 4/1 oranlarında kullanılabilen yüksek toz/likit oranı sayesinde daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve posterior bölgedeki yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilirler.

Tip III: Liner veya kaide materyali amacıyla kullanılan Cam İyonomer Simanlar

- Kavite duvarlarına adaptasyonu sağlamak amacıyla linerlar 1.5/1 oranında düşük toz/likit oranıyla kullanılırlar.
- Kaide materyali olarak kullanılacak ise materyalin dentin yerine kullanılacağı ve daha dayanıklı olması beklendiği için 3/1- 6.8/1 oranlarında daha yüksek toz/likit oranıyla kullanılırlar.

2.4.7. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

RMCİSler 1991 yılında diş hekimliği camiasına tanıtılmıştır (106). RMCİSler, konvansiyonel CİS içeriğindeki esansiyel elementlerin yanında monomerler ve bu monomerin başlatıcı sistemini içermektedir (95). Monomer olarak genellikle 2-hydroksietil metakrilat yani HEMA ve başlatıcı olarak ise kamferokinon kullanılmaktadır (106). RMCİSler asit-baz reaksiyonu ve ışıkla polimerizasyon süreçlerinin bir arada meydana gelmesiyle sertleşir ve sertleşme reaksiyonları sonucunda elde edilen materyal geliştirildiği temel iki materyalin karmaşık yapısına sahip olmaktadır (117).

Tıpkı geleneksel CİSler gibi RMCİSler nötral koşullar altında florür ve düşük miktarlarda sodyum, alüminyum, fosfat ve silikat salımı yaparlar, asidik koşullar altında ise daha yüksek miktarlarda kalsiyum veya stronsiyum salımı da yapabilmektedirler ve tamponlama özelliğine sahiptirler(118). RMCİSlerin biyouyumluluğundan geleneksel CİSlerle kıyaslandığında belirgin şekilde ödün verilmiştir (95). Bu durumun sebebi materyalin yapısındaki HEMA monomeridir.

2.5. Kalsiyum Silikat Esaslı Biyoaktif Materyal

Torabinejad ve ark., biyoaktif ve osteo-kondüktif bir materyal arayışı içinde mineral trioksit agregatı 1993'te diş hekimliğine tanıtan araştırmacılar olmuşlardır ve MTA endodonti ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı benimsenen biyoaktif simanlardan bir tanesi olmuştur (81, 82). MTA, süt ve daimi dişlerde direkt veya indirekt pulpa kaplama materyali olarak kullanılabilen kalsiyum silikat esaslı materyaldir (14). MTA başlangıçta apikal rezeksiyon sonrası dolgu materyali ve kök perforasyonlarının tamiri amacıyla kullanılmak üzere bir kök ucu dolgu malzemesi olarak geliştirilmiştir (119). Materyal bu amaçla başarılı bir şekilde kullanılmıştır ve kullanımı son yıllarda restoratif diş hekimliği ve pedodonti alanındaki diğer endikasyonlara doğru genişlemiştir (78). Bu kalsiyum silikat esaslı materyalin asıl endikasyonu pulpa ve sert doku rejenerasyonudur; örneğin pulpa kaplamaları, pulpotomi, apeksogenezis, apeksifikasyon, endodontik kanal patları, kök perforasyon tamiri ve retrograd dolgu materyali olarak sıklıkla kullanılmaktadır (79, 119). MTA'nın pulpa kaplama ajanı olarak kullanıldığında mükemmel biyouyumluluğu, marjinal sızdırmazlık özelliği, ekspoz olmuş pulpa yüzeyinde mineralizasyonu sağlaması ve pulpa vitalitesini devam ettirebilmesi sayesinde çok başarılı sonuçlar elde edildiği birçok kez rapor edilmiştir (57, 120-123). Bu başarılı sonuçları sayesinde MTA, restoratif diş hekimliğinde direkt ve indirekt pulpa kaplama ajanı olarak kalsiyum hidroksitten daha üstün bir klinik materyal haline gelmiştir (124). MTA'nın dikkate değer özelliklerinden bazıları, iyi fiziksel özellikleri, sert doku rejenerasyonunu stimüle edebilmesi ve sağlıklı bir şekilde pulpa reaksiyonu oluşturabilmesidir (79). MTA, pulpa odasının dentiniyle temas ettiğinde pulpa boşluğunda yeni doku oluşumu için gerekli olan sinyal moleküllerinin üretimini ve salınmasını uyarmaktadır (119) ayrıca sementoblast aktivasyonu ve periodontal ligament rejenerasyonu yapabildiği de gösterilmiştir (125). MTA, tek kullanımlık tüpler şeklinde bulunan (1 g) ince bir hidrofilik tozdur, bazı üreticiler kullanım kolaylığı için önceden ölçülmüş distile su ampülleri de sağlayabilmektedir (126).

MTA'nın formülasyonu hidrolik simanlar kategorisinde yer alan ve esas olarak kalsiyum silikat türevlerinden (trikalsiyum ve dikalsiyum silikatlar) oluşan Portland simanıyla çok benzerdir (127-129). İçeriğinde en çok trikalsiyum ve dikalsiyum silikatları, daha az miktarda ise trikalsiyum alüminat ve tetrakalsiyum alüminoferrit içeren Portland simanının dental materyal olarak kullanılmasında ilk olarak amaç hidrolik yapısı nedeniyle kök ucu dolguları

yapabilmekti (78, 127, 129). MTA ilk olarak, simanın radyograflarda görünebilmesi için içine eklenen radyoopaklaştırıcı ajan bizmut oksit ve Portland siman karışımı olarak piyasaya tanıtılmıştır (81). MTA, radyoopasite için 4:1 oranında bizmut oksit eklenmiş tip I sıradan Portland simanın (hidrolik siman) bir türevidir (130). Portland simanı, beyaz MTA'nın aktif bileşenidir. Beyaz Portland simanı içeriğinde: (1) dikalsiyum ve trikalsiyum silikat (2CaO.SiO2 belite ve 3CaO.SiO2 alite), (2) trikalsiyum alüminat (3CaO.Al2O3) ve (3) hidrofilik alçı tozları (CaSO4·2H2O) bulundurmaktadır (130). Trikalsiyum silikat, hızlı sertleşme, erken dayanıklılığın gelişmesinden sorumludur ve diğer kalsiyum silikalardan daha yüksek reaktivite sergiler (131). Sulu hale getirildiğinde, Portland simanlarının (ve MTA'nın) silikat fazları bir dizi fizikokimyasal reaksiyona girerek nano gözenekli kalsiyum silikat hidratları ("C-S-H fazları") ve çözünebilen kalsiyum hidroksit ($Ca(OH)_2$) karışımından oluşan matriks/jel yapısının oluşumuna neden olur (130). Portland simanı ve piyasada mevcut olan MTA'ların bileşeninin çok benzer olduğu çalışmalarda gösterilmiş olsa da (127, 132), üreticileri tarafından üretilen ve ilgili düzenleyici kurumlar tarafından pazarlanması onaylanan MTA ürünleri, sıradan Portland simanından bazı önemli farklılıklar içerir. Piyasadaki MTA materyallerinin Portland simanına göre daha küçük ortalama partikül boyutuna, daha uzun çalışma süresine sahip olduğu, daha az ağır metal içerdiği ve ek işlem süreci ve saflaştırma uygulandığı bildirilmiştir (133). MTA tozunun temel bileşenleri, %52-53 trikalsiyum silikat, %23 dikalsiyum silikat, %0-4 trikalsiyum alüminat, %1,5 kalsiyum sülfat ve radyoopaklaştırıcı ajan olarak %20 bizmut oksit olarak gösterilmiştir (132).

Hidrofilik bir siman olması nedeniyle MTA sertleşirken neme ihtiyaç duymaktadır. Sertleşme reaksiyonu sırasında mevcut olan nem ayrıca materyalin bükülme daynımını arttırmaktadır (82). Toz, su ile karıştırılır ve hidrasyon olarak bilinen kimyasal bir reaksiyon meydana gelir. Hidrasyon sırasında, amorf yapıdaki kalsiyum oksit kristallerinden oluşan bir koloidal jel oluşmaktadır (134). Gri ve beyaz MTA için başlangıç sertleşme süresi sırasıyla 2 saat 45 dakika ve 2 saat 20 dakikadır (79). Karıştırma sırasında başlangıç pH değeri 10.2 iken karıştırılıktan 3 saat sonra 12.5'e kadar yükselmektedir ve bu değerler $Ca(OH)_2$ ile karşılaştırılabilir değerlerdir (81).

MTA, istenilir fiziksel ve mekanik özellikler gösterdiği (81, 129, 135-137) ve doku sıvılarıyla teması halinde biyoaktif olduğu birçok çalışmayla gösterilmiştir (134, 138, 139). MTA'nın biyouyumluluğu ve sızdırmazlık özelliği, MTA içeriğindeki baskın kalsiyum iyonlarının

doku sıvısındaki fosfatlarla reaksiyona girmesi ve hidroksiapatit oluşumunu indüklemesi sayesinde açıklanmaktadır (8, 134). Bu tabakanın oluşumu, MTA ile dentin duvarları arasındaki kimyasal sızdırmazlığı sağlayan temel özelliktir ancak gerçek bir adeziv bağlantı değildir (119). Bazı çalışmalar, MTA'nın kalsiyum hidroksit oluşumu sağlaması nedeniyle de biyouyumlu materyal olduğunu rapor etmiştir (134, 140). Sarkar ve ark.'nın (134) MTA'nın biyouyumluluğunu araştırdıkları çalışmalarında, MTA yüzeyinde 1 ila 2 saat içinde beyaz çökeltilerin oluştuğunu ve fizyolojik fosfat tamponlu salin çözeltisi içinde süspansiyon halinde çökeltilerin mevcut olduğunu bildirmişlerdir. Bu çökeltilerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi, eser miktarda bizmut, silikon ve alüminyumun yanı sıra oksijen, kalsiyum ve fosforun kimyasal bileşimi ile küresel bir morfoloji ortaya çıkarırken, X-ışını kırınımı (XRD) analizinde, hidroksiapatit varlığı tespit edilmiştir (134). MTA'nın alkali pH'sı sayesinde antibakteriyel ve antifungal etkilerinin de olduğu gösterilmiştir (133).

MTA'nın, ekspoz olmuş insan dişlerinde pulpa kaplama ajanı olarak kalsiyum hidroksitten daha üstün olduğu birçok çalışmada rapor edilmiştir (141-143). Yapılan bir histolojik çalışma, MTA'nın pulpanın rejenerasyon potansiyeli üzerinde doğrudan etkiye sahip olduğunu ve pulpa hücrelerinden TGF-β1 (Transforming growth factor beta 1) salgılanmasındaki artış ile ilişkili olduğunu doğrulamıştır (144). Bu faktör, progenitör hücrelerin materyal-pulpa arayüzüne göçünü yönlendirmekte ve reperatif dentin oluşumunu sağlayan odontoblastik hücrelere farklılaşmalarını uyarmaktadır; dolayısıyla indüklenen sert bariyerin kalitesini doğrudan etkilemektedir (144). Ancak biyouyumluluğu tartışılmaz olan MTA'nın manipülasyonunun zor olması, sertleşme süresinin çok uzun olması, dişte renklenmeye neden olması, tozunun yapısında ağır metaller içermesi ve uygulandığında diğer dental materyallerle bağlanma açısından uyumsuz olması gibi klinik avantajlarına rağmen günlük kullanımda klinisyenler için limitasyonalara neden olan bazı dezavantajları bulunmaktadır (145, 146). Materyalin içeriğindeki demirin (ferrit iyonu) neden olduğu renklenme dezavantajının üstesinden gelmek adına 2002 yılında gri MTA yerine materyalin tam bir eşleniği olan daha az demir, alüminyum ve magnezyum oksitleri içeren beyaz MTA piyasaya sürülmüştür (78, 133). Kalsiyum silikat simanların sertleşme süresinin diş hekimliğinde kullanılan çinko fosfat, cam iyonomer, polikarboksilat gibi diğer simanlara ve kalsiyum hidroksite kıyasla çok daha uzun olduğu bir gerçektir (81, 129). MTA, başlangıç sertliğine 3 ila 4 saatte ulaşan ancak olgunlaşması ve yerinden çıkmaya karşı direnci zamanla artan bir hidrasyon reaksiyonuyla

sertleşmektedir (78). Ancak günümüz teknolojilerinin yardımıyla MTA'nın sertleşme süresi de modifiye edilerek saaatlerden dakikalara kadar indirilebilmiştir. Granüler yapısı nedeniyle MTA'nın manipülasyonu zordur, bu da uygulanacak klinik bölgeye taşınmasını ve uygulanmasını zorlaştırır (147). Uygulama bölgesine materyali taşımak için bazı özel el aletleri geliştirilmiştir (83). MTA'nın bu bağlanma sorunun, uzun sertleşme süresi ve aynı zamanda yüksek maliyet gibi dezavantajlarının üstesinden gelmek için yeni MTA bazlı materyallerin geliştirilmesini teşvik etmektedir, ışıkla sertleşen rezin-modifiye trikalsiyum silikat esaslı (Theracal LC) bir pulpa koruyucu olan Theracal LC'de bu materyallerden biridir (14).

2.6. Rezin İçerikli Trikalsiyum Silikat Esaslı Pulpa Koruyucu Liner

TheraCal LC (Bisco Inc, Schamburg, IL, ABD), kalsiyum silikat esaslı materyallerin final restorasyonlara bağlantısındaki dezavantajların ortadan kaldırılabilmesi amacıyla 2011 yılında piyasaya sürülen direkt veya indirekt pulpa kaplama ajanı olarak ve aynı zamanda restoratif materyaller, simanlar ve başka taban maddeleriyle birlikte koruyucu *liner* olarak kullanılabilen, tek fazlı, ışıkla sertleşen kalsiyum silikat esaslı, final restorasyonun uygulanabilmesini kolaylaştıran hibrit bir materyaldir (14, 148). *Theracal LC*, 4. jenerasyon kalsiyum silikat bir materyal olarak sınıflandırılmaktadır (14, 83). Üretici tarafından sağlanan güvenlik bilgi formunda, *Theracal LC* materyalinin esas olarak tip III Portland simanı (%30-50) ve bunun haricinde polietilen glikol dimetakrilat (%10-30) ve baryum zirkonat (%1-10) içerdiği, ayrıca HEMA veya bis-GMA içermediği (HEMA-free) görülmektedir (149).

Theracal LC, hidrofilik bir simanın sertleşmesini sağlayan kimyasal reaksiyon olan hidrasyonla sertleşen hidrolik silikat bir materyaldir (14). Sertleşme reaksiyonu materyalin ve suyun temasıyla başlamaktadır (14). *Theracal LC,* materyalin hidrasyonu için su içermemektedir bu nedenle hidrasyon, çevreden materyal içine doğru meydana gelecek difüzyona bağlıdır (14). Bu özelliği dolayısıyla *Theracal LC'nin* üretici talimatlarında nemli dentine uygulanması gerektiği söylenmektedir (14) ancak Camilleri ve ark. (150)'nın yaptığı bir çalışmada, sertleşmiş *Theracal LC* içine pulpa-dentin kompleksinden nem difüzyonunun sınırlı olması nedeniyle *Theracal LC*'nin hidrasyon reaksiyonun tamamlanmamış olduğu gösterilmiştir. Bu nedenle, kalsiyum hidroksit üretilemez ve daha az kalsiyum iyonu sızıntısı meydana gelir, bu da *Theracal LC*'nin Biodentine'e kıyasla daha düşük bir remineralizasyon potansiyeline sahip bir materyal olmasına neden olur (8). Sertleşmiş *TheraCal LC*'de kalsiyum

hidroksitin bulunmaması, bu malzemeden salınan kalsiyum iyonlarının hidroksit formunda olmadığını göstermektedir (8).

Theracal LC'nin kalsiyum salım özelliğinin olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir (71, 72, 148, 150, 151). Kalsiyum iyonlarının biyouyumluluğu, mineralize diş sert dokularının yeniden oluşmasında ve insan dental pulpa hücrelerinin materyalle indüklenen proliferasyon ve farklılaşmasında anahtar rol oynamaktadır (14). *Theracal LC'den* salınan kalsiyum iyon miktarı, pulpa ve odontoblastlar üzerinde potansiyel uyarıcı aktiviteyi başlatacak konsantrasyon aralığındadır (151, 152). Gandolfi ve ark. (148), 28 gün boyunca yürüttükleri çalışmada *Theracal LC'nin Dycal'dan* anlamlı derecede fazla kalsiyum salımı yaptığını rapor etmişlerdir. Hidroksil iyonlarının salımı, çevresinde pH değerini yükselttiği için pulpa dokusunda irritasyona neden olur bunun sonucunda da ekspoz olmuş pulpa üzerinde yüzeysel bir nekroz meydana gelir, bu nekrotik bölgenin çevresinde direkt olarak mineralizasyon başlamaktadır (153). Alkali pH aynı zamanda bakterilerin sağ kalımı ve proliferasyonu için olumsuz ortam oluşturmaktadır (14). *Theracal LC,* yapılan bir çalışmada 3 saat sonunda yüksek alkali bir pH (10,66) ortamı sağlamıştır, 24 saat sonunda ise pH değerinde meydana gelen düşüş (9.85) önemsiz olarak bildirilmiştir (153). Gandolfi ve ark. (71) ise *TheraCal LC'nin* konvansiyonel kendi kendine sertleşen Dycal'a (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) göre daha düşük pH alkalizasyonunu indüklediğini rapor etmişlerdir.

TheraCal LC, dentinal ve pulpal sıvılarla temasta olmasına rağmen koruyucu fiziksel kaplama sağlamaktadır (14). *TheraCal LC'nin* çözünürlüğünün Dycal (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya), ProRoot MTA (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya), Angelus MTA (Angelus, Londrina, Brezilya) ve Biodentine'den (Septodont, Saint Maur des Fosses, Fransa) daha az olduğu çalışmalarla gösterilmiştir (14, 71, 148). Su absorbsiyonu ve pörözite özellikleri ise ProRoot MTA ve Biodentine'e benzer fakat Angelus MTA'dan daha düşük olarak bulunmuştur (71). Bu özellikleri sayesinde *TheraCal LC,* reperatif dentin oluşumu için yapı iskelesi olarak rol oynayabilmektedir(14). *TheraCal LC* içine dentinal sıvıların absorbsiyonu meydana gelir ve bunun sonucu olarak materyalden kalsiyum ve hidroksit iyonlarının salımı başlar; iyon salımının devamında diş dokusunda apatit ve apatitin doğal tıkama özelliğini destekleyen, pulpanın korunmasında büyük önem taşıyan bir bağ oluşumu başlamaktadır (14). *TheraCal LC'nin* apatit oluşturma özelliğinin olduğu ve bu apatit tabakanın dentin tamiri ve

remineralizasyonunda önemli rol oynadığı rapor edilmiştir (151). *TheraCal LC'nin* hidroksiapatit benzeri kristallerin oluşumunu indükleme özelliği, dentinle biyolojik bir tıkama sağalamaya yardımcı kimyasal bağ oluşmasına katkıda bulunmaktadır (71, 150). MTA, Biodentine ve *TheraCal LC'nin* biyolojik tıkama özelliklerinin konfokal lazer taramalı mikroskobuyla araştırıldığı çalışmada, diş ve MTA ve Biodentine arayüzündeki mikrosızıntı arasında önemli bir farklılık bulunmamıştır ancak test edilen diğer materyallerle kıyaslandığında *TheraCal LC'nin* daha iyi bir tıkama ve daha az mikrosızıntı özelliği gösterdiği rapor edilmiştir (154).

Kalsiyum silikat simanlar remineralizasyon ajanı olarak da kullanılan materyallerdir (155). Li ve ark. (155), *TheraCal LC, Biodentine* ve *ProRoot MTA*'nın remineralizasyon potansiyellerini karşılaştırdıkları çalışmada; hidrolik kalsiyum silikat simanların (*Biodentine* ve *ProRoot MTA*), rezin bazlı olanlara göre yapay olarak demineralize edilmiş dentini daha hızlı ve yoğun bir şekilde remineralize ettiğini göstermişlerdir.

TheraCal LC, ışıkla sertleşen rezin esaslı bir materyal olduğu için *Biodentine* gibi su bazlı pulpa kaplama materyallerinin final restorasyonun yapımını geciktirmesi gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır (14). Restoratif ve pulpa kaplama materyali arasındaki bağlanma dayanıklılığı restorasyonun başarısı açısından önemlidir (14). Rezin esaslı materyal olan *TheraCal LC* kompozit rezinin tabakalama aşamasını kolaylaştırmaktadır (14). *TheraCal LC* polimerizasyonu düşük ısı oluşumuyla ilişkilendirilmiştir ve bu özelliğinin pulpa kaplama işlemi uygulandığında pulpal yan etkileri azaltabileceği belirtilmiştir (156).

TheraCal LC, opak ve beyazımsı bir renktedir, üzerine uygulanan final restorasyonun rengini etkilememesi için ince tabakalar halinde kullanılması gerekmektedir (14). Üretici firma, 1mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmasını ve 20 sn boyunca ışıklanmasını önermektedir (14).

Pulpa kaplama materyallerinin antimikrobiyal aktivite göstermesi beklenmektedir (14). Kalsiyum-silikat esaslı materyallerin kalsiyum hidroksit esaslı materyallerden daha iyi antibakteriyel etkileri olduğu gösterilmiştir (14, 157, 158). Poggio ve ark. (157), pulpa kaplama materyallerinin antimikrobiyal etkilerini farklı agar difüzyon testleriyle araştırdıkları

çalışmalarında; *TheraCal LC'nin S. Salivarius* ve *S. Sanguis'e* karşı pat kalsiyum hidroksitten (Dycal) anlamlı derecede daha az etkili olduğunu fakat *S. Mutans'a* karşı testlerde Dycal'a yakın aktivite gösterdiğini bildirmiştir.

Bir pulpa kaplama materyalinin sitotoksisite ve biyouyumluluk özellikleri pulpa irritasyonunu önlemek ve pulpa vitalitesini korumak açısından ayrı bir öneme sahiptir (14). Lee ve ark. (159), iki farklı MTA'nın ve *TheraCal LC'nin* köpeklerde yapılan parsiyel pulpotomi vakalarında pulpal cevapları karşılaştırdıkları çalışmalarında dişlerin %33'ünde dentin köprülerinin oluştuğunu fakat *TheraCal LC'nin* pulpal cevaplarda kullanılan materyaller arasında pulpa enflamasyonuna en çok neden olan materyal olduğunu bulmuşlardır ve bu durumu materyalin akrilik monomer rezin içeriğine bağlamışlardır. Poggio ve ark. (160), pulpa kaplama materyallerinin hücre uyumluluğunu Transwell yöntemiyle in vitro olarak test ettikleri çalışmalarında *TheraCal LC* görece düşük hücre uyumluluğu göstermiştir. Hebling ve ark. (161) ise rezin esaslı ışıkla sertleşen linerların (TheraCal LC, Vitrabond, Ultra-Blend plus) pulpa hücreleri üzerine sitotoksik etkilerini araştırdıkları çalışmada, test edilen tüm linerların odontoblast benzeri hücrelere karşı toksik olduğunu rapor etmişlerdir ancak test edilen materyaller arasında ışıkla sertleşen rezin esaslı MTA siman en düşük sitopatik etkileri göstermiştir. Jeanneau ve ark. (162), trikalsiyum silikatlara rezin eklenmesinin sonuçlarını araştırdıkları çalışmada *TheraCal LC* ve Biodentine'in pulpayla etkileşimi üzerine çalışmışlardır ve sonuç olarak *TheraCal LC'nin* pulpa fibroblastlarına toksik olduğunu, Biodentine'e göre daha yüksek enflamatuar etki ve daha düşük biyoaktif potansiyeli olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmanın preklinik sonuçlarına göre Jeanneau ve ark., *TheraCal LC'nin* direkt pulpa kaplaması materyali olarak kullanılamayacağını bildirmişlerdir (162). Bakhtiar ve ark. (163), sağlam insan üçüncü molar dişlerinin parsiyel pulpotomisinde TheraCal LC, ProRoot MTA ve Biodentine'in kullanımını karşılaştırmışlardır. Parsiyel pulpotomi ajanı olarak Biodentine, *TheraCal LC'den* daha iyi klinik sonuçlar ortaya koymuştur; *TheraCal LC* tedavisi vakaların %66,7'sinde materyalin altındaki pulpa dokusunda, %22,2'sinde ise tüm pulpa dokusunda disorganizasyona neden olmuştur, vakaların çoğunda ise devamlılığı olmayan dentin köprüleri kaydedilmiştir (163). Bu çalışmanın sonuçlarına göre, araştırmacılar parsiyel pulpotomi için *TheraCal LC'nin* kullanımını desteklememişler ve Biodentine ve ProRootMTA'nın pulpanın uzun dönem korunmasını sağlamada daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (163). Yapılan çalışmalarda (159, 160, 162, 163), *TheraCal LC'nin* sitotoksisitesi, pulpa dokusuyla temastan

sonra polimerize olmadan kalmış olabilen rezin içeriklerine (BisGMA, HEMA, TEGDMA, UDMA gibi monomerler) dayandırılmıştır ancak *TheraCal LC* güvenlik bilgi formunda BisGMA bir içerik olarak listelenmemiştir (149). Bunlara rağmen, *TheraCal LC* kısa dönemli çalışmalarda başarılı bulunmuştur. 2 yıl boyunca yürütülen bir *in vivo* çalışma, antibakteriyel bir adeziv sistem (Protect Bond, Kurary) (%83,3) ve cam iyonomer simana (Fuji IX, GC, Tokyo, Japonya) (%66,6) kıyasla *TheraCal LC* en yüksek başarı oranına (%93,3) sahip direkt pulpa kaplama ajanı olarak rapor edilmiştir (164). Cannon ve ark. (165), bakteriyle kontamine primat pulpalarında *TheraCal LC,* saf Portland simanı, rezin esaslı kalsiyum hidroksit ve cam iyonomer simanın iyileşme üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmada pulpal enflamasyon açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır ancak *TheraCal LC* grubunda anlamlı derecede daha çok sert doku köprüsü oluşumu, dentin köprüsünün kalınlığının daha fazla ve daha kaliteli olduğunu rapor etmişlerdir.

Yeterli biyoaktif özellği, kolay manipülasyonu ve final restorasyon ile üstün bağlanma kalitesi sayesinde indirekt pulpa kaplama ajanı olarak TheraCal LC'nin kullanımı çok mantıklı olsa da, direkt pulpa kaplama ajanı olarak önerilmemektedir ve daha fazla *in vitro* ve *in vivo* çalışmaya ihtiyaç vardır (162).

2.7. Kompozit Rezinler

Bundan 57 yıl önce Dr. Ray Bowen tarafından piyasaya tanıtılan rezin bazlı dental kompozitler günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiş ve avantajları sayesinde restoratif diş hekimliğinin vazgeçilmez parçası haline gelmiştir (166).

2.7.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Dental kompozitler, değişik özel gereksinimler (restoratif, pit ve fissür örtücü, siman, geçici restoratif materyal) için farklı formülasyonlarla üretilmektedirler, her ne kadar farklı amaçlar için kullanılsalar da hepsi bir polimerik matriks (tipik olarak dimetakrilat), radyoopak camlardan oluşan güçlendirici doldurucu, doldurucuyu matrikse bağlamak için olan ara faz (silane coupling agent) ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak veya modüle etmek için eklenen kimyasallardan oluşur (167).

Polimerik matriks geleneksel olarak yüksek viskoziteli Bis-GMA ve UDMA monomerlerinden ve viskoziteyi azaltmak için eklenen trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), etoksile bisfenol-A dimetakrilat (Bis-EMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerlerden oluşur (168). Kompozit rezinlerin içinde kullanılan bisfenol glisil metakrilat (Bis-GMA), TEGDMA monomerleri çok iyi mekanik özelliklere sahip olsalar da, bazı dezavantajları bulunmaktadır (168, 169). Moleküler ağırlığı ve viskozitesi çok yüksek olan Bis-GMA, kompozit rezin formülasyonunda inorganik doldurucu miktarını sınırlandırmaktadır (168). Ayrıca yüksek viskozitesi nedeniyle akışkanlığı arttırmak amacıyla eklenen düşük moleküler ağırlıklı TEGDMA, UDMA gibi monomerler kompozit rezinin hacimsel büzülmesinin artmasına ve mekanik özelliklerinin kalitesinin azalmasına neden olarak yapılan restorasyonların genel performansını riske atmaktadır (170).

İnorganik faz (doldurucu); matriks içine dağılmış kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko, baryum aluminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (166). Doldurucu, kompozit materyalinin mekanik özelliklerini belirler; formülasyona eklenen monomer miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesini de azaltır (170). Kompozitlerin aşınma özellikleri doldurucu miktarı ve büyüklüğüne bağlıdır aynı zamanda translüsensi, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü, polisajlanabilirlik, kolay manipülasyon ve yüksek estetik özelliklerden sorumludur (170).

Ara faz (coupling agent); ise organik polimer matriks ile doldurucu arasında gerekli olan sıkı bağlanmayı sağlar, bu bağlantı 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (MPTS) ile sağlanır (166).

2.7.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyallerin; makrofil, mikrofil, hibrit, kondanse olabilen kompozit rezinler, akışkan kompozit rezinler, ormoserler, iyon salabilen (smart) kompozit rezinler, antibakteriyel kompozit rezinler, çok az büzülme gösteren kompozit rezinler, nanopartiküllü ve nanohibrit kompozit rezinler, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ve tek kütle olarak uygulanabilen bulk-fill kompozit rezinler olmak üzere pek çok farklı tipleri bulunmaktadır (171). Her tip kompozit (akışkan, kondanse olabilen, ışıkla polimerize olan, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler) için güncel olarak yapılan sınıflandırma, kompozit

rezin içindeki güçlendirici doldurucunun karakteristik özelliklerine ve doldurucunun partikül büyüklüğüne göre yapılmaktadır (167).

2.7.3. Kompozit Rezinlerin Özellikleri

Günümüzde kullanılan dental kompozitler, ağzın her bölgesinde kullanılmak için yeterli mekanik özelliklere sahiptir fakat özellikle bruksizm veya parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda yüksek stres alan bölgelere uygulanması düşünüldüğünde hala restorasyonların aşınması ve meydana gelebilecek kırıklar gibi bazı endişeler gündeme gelmektedir (167). 15 yıl öncesine kadar kullanılan materyallerde aşınma daha büyük bir sorunken, günümüzde kompozit materyal içindeki güçlendirici doldurucu fazının partikül boyutlarının küçültülmesiyle yapılan iyileştirmelerle aşınma artık klinisyenlerin öncelikli problem olmamaktadır (167). Yapılan çalışmalarda, kompozitlerin mekanik özellikleri en çok doldurucu içeriğiyle ilişkilendirilmiştir (172, 173), en çok doldurucuya sahip kompozitlerin en güçlü, en sert ve en dayanıklı olduğu gösterilmiştir. Doldurucu miktarı ve büyüklüğü sadece direkt olarak mekanik özellikleri etkilememekte aynı zamanda formülasyondaki monomer içeriğini düşürerek polimerizasyon büzülmesini de azaltmakta, aşınma miktarını optimize etmekte, translüsensi, ışık yansıması, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü ve bunun beraberinde getirdiği materyalin iyi polisajlanabilmesi ve iyi estetik sağlaması ve kolay manipüle edilmesi gibi özelliklerini de kontrol etmektedir (173). Dental kompozitler, porselen ve amalgamla benzer bükülme dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı ve gerilme/çekme dayanımı değerleri göstermekle beraber bu özelliklerde cam iyonomerlere göre daha üstündürler (170). Kompozit restorasyonların başarısızlığında ilk 5 yıl içinde görülen en sık neden kırıklar, 5 yıl sonrasında en sık görülen başarısızlık nedeni ise sekonder çürüklerdir (174).

Kompozit rezinlerin dentine ve kullanılan taban maddelerine bağlanma dayanıklılığı da önemli ve restorasyonların klinik ömrünü etkileyen bir özelliktir.

2.8. Üniversal Adezivler (ÜA)

Adeziv restorasyonlar, içerisinde polimerizasyon başlatıcılar bulunan organik bir solvent içinde rezin monomerlerinin çözeltileri olan dental adezivler aracılığıyla diş yapısına bağlanmaktadır (175). Adeziv restorasyonların başarısı, bağlandığı yüzeylerle güçlü bir bağ elde edilmesine bağlıdır (175). Temel olarak, dental substratlarla olan bağ, asitle

pürüzlendirmeden sonra diş sert dokularından uzaklaştırılan minerallerin, polimerizasyon sonrasında diş dokularında oluşan mikropörözite bölgelerinde mikromekanik olarak birbirine kenetlenen rezin monomerleri ile değiştirilmesi esasına dayanır (176, 177). Mevcut dental adezivler için temel zorluk, farklı yapıdaki dental substratlara eşit derecede etkili bir bağ sağlamaktır (178). Asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinde rezin tagların birbirine kenetlenmesi etkili bir şekilde sağlanabilir (177) ve restorasyon marjinleri uzun dönemde etkili bir şekilde kapatılmaktadır (179). Diğer yandan, içerisinde önemli miktarda su ve organik materyalin bulunması nedeniyle dentine bağlanma mekanizması karmaşık ve daha az öngörülebilirdir (177, 180).

Mevcut adeziv sistemler dental adezivlerin smear tabakası ile nasıl etkileşime girdiğine bağlıdır ve iki temel kategoride gruplandırılır: Etch-and-rinse (ER) sistemler ve self-etch (SE) sistemler. ER sistemler, smear tabakasını ve yüzeysel hidroksiapatiti genellikle fosforik asit jeli ile pürüzlendirme yoluyla tamamen ortadan kaldıran ve bunun devamında oluşan mikro gözeneklere nüfuz eden adeziv monomerlerin infiltrasyonunu takiben rezin-dentin arasındaki difüzyon bölgesi olarak bilinen hibrit tabakanın oluşmasını içerir (179, 181). Buna karşılık SE sistemler, smear tabakasını tamamen kaldırmadan geçirgen hale getirir (175). Smear tabakasını kısmen çözmek ve alttaki dentin/mineyi demineralize etmek için asidik adeziv monomerler kullanıldığından, aynı anda infiltrasyon sağlanırken, bu uygulama bir fosforik asit jel kullanılmasını gerektirmez (179). Klinik çalışmalar, ER sisteminin kullanıldığı adezivlerin ağız içinde çiğneme kuvvetlerine maruz kalan restorasyonlar için üstün klinik performansa sahip olduğunu öne sürse de (182), birçok klinisyen daha basit ve daha az duyarlı uygulama tekniğine sahip materyaller veya stratejiler talep etmektedir. Bu talep, üreticileri daha kullanıcı dostu adeziv sistemleri geliştirmeye teşvik etmiştir. Bunların en yenisi de, diş hekimlerine adezyon stratejisini seçme seçeneği sunan “Universal” veya “Multi-mode” adezivlerdir; ER, SE veya mine üzerinde ER sistem ile dentin üzerinde SE sisteminin bir kombinasyonu olarak uygulanan bir yöntem olan “selektif mine pürüzlendirme” (SMP) sistemlerinden uygun endikasyonu olan sistem üniversal adezivlerle uygulanabilmektedir (183-186). Üniversal Adezivlerin (UA) neye göre nitelendirildiğine dair resmi bir tanım olmamasına rağmen, literatür bu materyali herhangi bir adeziv sistemle eşit derecede iyi performans gösteren ve diş yapısına ve farklı direkt ve indirekt restoratif materyallere yeterli şekilde bağlanabilen tek şişe, karıştırılmasına gerek olmayan bir adeziv sistem olarak tanımlamaktadır (159, 187).

2.8.1. Üniversal Adezivlerin Adezyon Mekanizması

Üniversal adezivler self-etch (SE) stratejisi ile uygulandığında, temelde geleneksel tek adımlı SE adezivleri olarak çalışırlar fakat asidik monomerlerinin pH değerlerine göre etkileri farklıdır (188). Çoğu UA, ultra hafif (pH ≥ 2.5), hafif (pH ≈ 2) ve orta güçlü (pH 1 ve 2 arasıdna) pH değerlerine sahiptir (185, 188). Üniversal adezivlerin yapısı self-etch adezivlere çokça benzese de, üniversal adezivler spesifik fonksiyonel karboksilat ve/veya fosfat monomerleri içermektedir (175). Bu monomerlerden en önemlisi, hidroksiapatit üzerinde nano tabaka şeklinde hidrolitik olarak kararlı kalsiyum tuzları oluşturarak dentine iyonik olarak bağlanan bir fosfat monomeri olan 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfattır (10-MDP veya MDP) (189). 10-MDP ile sağlanan kimyasal bağlanma diğer fonksiyonel monomerlerle sağlanan bağlanmadan daha etkili ve suda daha stabildir (178, 190). Polialkenoik asit kopolimeri (PAC veya Vitrebond kopolimeri olarak anılır) hidroksiapatit içindeki kalsiyum iyonlarına kimyasal olarak bağlanan (191, 192) ve uzun dönem bond stabilitesine katkı sağlayan (192) bazı adezivlerin (Scotchbond Universal; 3M, ABD) yapısında bulunan bir bileşendir.

2.8.2. Üniversal Adezivlerin Mineye Bağlanması

Fosforik asitle pürüzlendirme işleminin en dayanıklı rezin-mine adezyonunu sağladığı iyi bilinmektedir (193). Bu nedenle, UA'lar SE stratejisiyle birlikte kullanıldığında, daha düşük olan agresiflikleri, mineyi tamamen demineralize etme potansiyellerini azaltır ve böylece yetersiz tutucu mikro gözenekler ile sonuçlanmaktadır (175). Rosa ve ark.'larının (185), *in vitro* çalışmaları inceledikleri meta analizi, SE stratejisinin kullanıldığı UA'ların asitle pürüzlendirme işleminin uygulandığı prosedüre göre anlamlı derecede daha düşük mine mikro-kesme bağlanma dayanıklılığı ve mikrogerilim bağlanma dayanıklılığı (μTBS) değerleri gösterdiğini doğrulamıştır. Bu meta-analizde yer almayan diğer birkaç *in vitro* çalışma da, asitle pürüzlendirme uygulandığında kullanıldığında daha kuvvetli mine bağlanma dayanıklılık değerleri bildirilmiştir (194-197).

2.8.3. Üniversal Adezivlerin Dentine Bağlanması

Asitle pürüzlendirme şüphesiz ki, rezin-mine adezyonuna fayda sağlarken, asitle pürüzlendirme veya agresif SE adezivleri ile smear tabakasının ve açığa çıkan dentin kollajeninin uzaklaştırılması, açıkta kalan dentin yüzeyine sıvı akışının artmasına neden olur

(198). Ayrıca, bağlanma ara yüzünü hidrolitik ve muhtemelen enzimatik bozunma süreçlerine karşı oldukça savunmasız hale getirir ve bu da kısa ve uzun vadeli dentin adezyon dayanıklılığının azalmasına neden olmaktadır (199). Bununla birlikte, UA'lar için, *in vitro* çalışmalardan elde edilen sonuçlar, üniversal adeziv stratejisinin erken dönem dentin bağlanmasını etkilemediğini göstermektedir (175). Elkaffas ve ark.'larının (200) *in vitro* çalışmaları inceleyerek yaptıkları meta-analizde, SE stratejileri için 35 MPa'ya karşı asitle pürüzlendirme için yaklaşık 37 MPa'lık istatistiksel olarak benzer ortalama dentin μTBS değerleri bildirmiştir. Bu çalışmaların aksine, UA'ların dentin bağlanma dayanıklılığını test etmek için yapay yaşlandırma kullanan çalışmalar, SE stratejisinin daha stabil uzun vadeli adezyon özellikleri ile sonuçlandığı sonucuna varmıştır (192, 201-203).

2.9. Restoratif Materyallerin Bağlanma Dayanımının Ölçülmesinde Kullanılan Testler

Tanım olarak, ideal bağlama dayanıklılık testi kolay yani düşük teknik duyarlılığa sahip ve nispeten hızlı olmalıdır (204). Genel olarak, laboratuvar testlerinin avantajları; (1) belirli bir parametre/özellik hakkında hızlı veri toplanabilmesi, (2) yaygın olarak kullanılan test metodolojisinin görece kolaylığı, (3) diğer tüm değişkenleri sabit tutarken belirli bir parametreyi ölçme imkanı (ve gerekliliği), (4) yeni ve/veya deneysel bir malzeme/tekniğin performansını mevcut 'altın standart' ile doğrudan karşılaştırılabilmesi, (5) birçok (elbette belirli sınırlar dahilinde) deney grubunun tek bir çalışma düzeninde aynı anda test edilebilmesi ve (6) çoğunlukla nispeten karmaşık ve pahalı olmayan test protokollerinin/aletlerinin kullanılabilmesi olarak sayılabilir (204). Bir laboratuvar testinin esas amacı ise, nihai klinik sonucun tahminine yönelik veri toplamaktır (204).

Bağlanma dayanıklılığı, temel olarak bağlanan alanının boyutuna bağlı olarak bir makro- veya mikro-test düzeni kullanılarak statik olarak ölçülebilir (204). 3 mm^2'den daha büyük bir bağlanma alanı ile makro bağlanma dayanıklılığı, "kesme", "çekme" veya "dışarı itme" protokolü kullanılarak ölçülebilir (204).

Bu testler arasında en yaygın kullanılanı, kesme bağlanma dayanıklılık tekniğidir; bağlanma dayanıklılığı hakkında rapor veren bilimsel makalelerin %26'sında kullanıldığı tespit edilmiştir (205). Bağlama prosedüründen sonra örnek üzerinde başka bir işlem gerektirmediğinden, kesme bağlanma dayanıklılık testi, şüphesiz en kolay ve en hızlı yöntem

olduğu için üniversiteler, şirketler ve diğer araştırma enstitülerinde yüksek popülarite elde etmiştir (204). Bu test için bazı standardizasyon girişimlerine rağmen (Ultradent jig (Ultradent, Salt Lake City, UT, ABD), SDI rig (SDI, Bayswater, Viktorya, Avusturalya)), bağlanma dayanıklılık testinde yer alan faktörlerin meta-analizi, dentin substratı (yani dişin doğası), kompozit ve bağlanan alanı (yani kompozitin rijiditesi), örneklerin saklanma koşulları (yani termal siklus) ve deney tasarımı (yani çaprazkafa hızı) gibi çeşitli parametrelerin önemli etkisini ortaya çıkarmıştır (206). Özellikle, ortalama bağlanma dayanıklılığı ile başarısızlık modu arasında güçlü bir korelasyon bulunmuştur; bağlanma dayanıklılığı ne kadar yüksek olursa, koheziv kırılma oranı da o kadar yüksek tespit edilmiştir (204). Ayrıca kompozitin türü de çok önemlidir, daha sert bir kompozit, arayüzde farklı stres dağılımlarına neden olacak ve daha yüksek bir görünür bağlanma dayanıklılığı değerine yol açacaktır (204). Portland Dental Materyaller Akademisi (ADM) toplantısında yapılan geniş literatür inceleme ve değerlendirmeleri sonucunda, kullanılan kompozitin bağlanma dayanıklılığı ile elastik modülüsü arasında pozitif bir ilişki olduğu ortaya çıkmıştır (207, 208). ISO/TS (International Organization for Standardization) 11405 (2003) spesifikasyonunu izleyen test protokolünde en sık göz ardı edilen madde de, ‘’bağlanma alanının sınırlandırılmasının önemli olduğu”dur (209). Mevcut literatürde, kesme stresinin düzgün, üniform bir şekilde dağılmadığı ve odaklanması gereken arayüzden (adeziv-diş arayüzü) çok adeziv-kompozit arayüzüne odaklandığı konusunda bir fikir birliği mevcuttur (210-212). Bununla birlikte, kesme bağlanma dayanıklılığı testi muhtemelen yeni adeziv formülasyonlarının bağlanma etkinlikleri konusunda veri elde etmek için çok popüler bir test olmaya devam edecektir (204).

Adezyonla birbirine bağlanmış arayüzlerin mekanik testlerle incelenmesi, adezivin uygulandığı yüzeyin değişkenlerini tanımlanmasında ve uygulama prosedürleri için kılavuzların yazılabilmesine yardımcı olma açısından bazı değerli bilgiler sağlamıştır (213). Kesme ve çekme bağlanma dayanıklılık testleri, genellikle 3-6 mm çapında (ortalama 7-28 mm^2), nispeten geniş adeziv uygulanmış alanlara sahip örneklerde başarıyla uygulanmaktadır (213). Ancak, bağlanma dayanıklılığının ortalama stres cinsinden ifade edilmesi, bağlanan ara yüzeydeki stres dağılımının heterojen olması nedeniyle bir dezavantaj olarak sayılabilmektedir (213, 214). Mikro-çekme ve mikro-kesme bağlanma dayanıklılık testleri, küçük bağlanma alanlarına (2 mm^2'nin altında) sahip örnekler için uygulanan test yöntemleridir (215). Dental adezyonla ilgili mevcut verilerin çoğu, hala geniş bağlanmış alanlara sahip örneklerle gerçekleştirilen

mekanik testlerden gelmektedir (213). Konvansiyonel kesme ve çekme bağlanma dayanıklılık testlerinin tercih edilmesinde, minimum ekipman ve örnek hazırlığı gerektirmeleri, kolay uygulanmaları gibi özellikleri sayılabilmektedir (213). Ancak, "mikro" bağlanma dayanıklılık testleri için örnek geometrisi ve diğer test değişkenleri hakkında daha fazla bilgi elde edilebilir (216).

Sano ve ark. (215) tarafından geliştirilen mikro-çekme bağlanma dayanıklılık testinde (μTBS), test edilen bağlanma alanı, makro testlere kıyasla çok daha küçük olarak yaklaşık 1 mm^2 veya daha azdır. Adeziv uygulama prosedüründen sonra, örnekler üzerinde daha fazla işlem veya mikro örneklerin fiili olarak hazırlanması gerektiğinden, daha zahmetli ve teknik hassasiyet gerektiren bir testtir (204). Bununla birlikte, makro bağlanma dayanıklılığı testleriyle karşılaştırıldığında; en önemlisinin dişlerin daha ekonomik kullanımı (bir dişten elde edilebilen birden fazla mikro örnek) olmak üzere, bölgesel farklılıkların (örn. periferal ve merkezi dentin) daha iyi kontrol edilebilmesi, gerçek arayüzde daha iyi stres dağılımı (diş substratında veya kompozitte koheziv başarısızlıklardan kaçınılması) gibi μTBS'ye özel olan uzun bir avantaj listesi sayılabilmektedir (217). Geleneksel makro bağlanma dayanımı testinden daha büyük bir ayırt edici güce sahiptir (218). μTBS testleri, adezivlerin bağlanma kapasiteleri hakkında faydalı bilgiler sağlamasına rağmen, adeziv arayüzlere testler sırasında uygulanan stresler, restorasyonların zaman içinde ağız boşluğunda maruz kaldığı basınç, eğilme veya çekme gerilmeleri gibi döngüsel kuvvetler farklıdır (175). Bu nedenle, adeziv-diş arayüzlerinin bağlanma etkinliğini dinamik olarak araştırmak için mekanik yorulma testi de sıklıkla kullanılmaktadır (219). Adezyon etkinliğini değerlendirmek için arayüz kırılma dayanıklılığı testi de önerilmektedir, ancak daha zahmetlidir ve özel ekipman gerektirir (218, 220). Her ne kadar kırılma dayanıklılığı testi μTBS testinden daha geçerli olsa da, ikincisi çok yönlü ve daha evrenseldir (204).

Laboratuar çalışmaları çoğunlukla erken dönem bağlanma özelliklerini değerlendirirken, yaşlanma koşulları altında adezyonun dayanıklılığı klinik olarak daha anlamlı kabul edilir (204). Termal yorgunluk (termal siklus) ve suda veya yapay tükürükte depolama en popüler yapay yaşlandırma yöntemleri olmakla birlikte (221), literatürde enzimler ve çeşitli kimyasal maddeler tarafından mekanik yükleme ve bozunma gibi diğer metodolojiler de kullanılmıştır (222). Bununla alakalı olarak, 6 ay boyunca suda yaşlandırılmış örneklerin *in vitro*

dentin bağlanma dayanıklılıkları ile ağız boşluğundaki restorasyonların marjinal renk değişimi arasında da bir korelasyon gösterilmiştir (223). ISO TR 11450 standardı (2003) tarafından tavsiye edildiği gibi, 500 döngülük termal siklus rejimi kullanılabilecek en kısa döngü olmakla, bazen 100.000 döngüye kadar çok uzun termal siklus yapılarak , farklı adezivlerin bağlanma dayanıklılığındaki farklılıklar ayırt edebilir (224). Gale ve Darvell (225) *in vivo* koşulları simüle etmek için termal döngülerin miktarı hakkında yeterli kanıt bulunmadığını bildirmiştir. Bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için onaylanmış iyi bir yöntem de, örneklerin suda saklanmasıdır (226). Bu yöntem uygulandığında, yaklaşık 3 ay içinde tüm adezivlerin *in vivo* yaşlanmaya benzeyen mekanik ve morfolojik bozulma kanıtı gösterdiği bildirilmiştir (227).

Üniversal adezivler (veya ilgili fonksiyonel monomerler) ile diş yapısı veya restoratif materyaller arasındaki arayüzün ultra-morfolojisi, çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılarak karakterize edilmektedir (175). Kullanım kolaylığı nedeniyle en çok taramalı elektron mikroskobu (SEM) tercih edilmektedir (175). Kesme bağlanma dayanıklılık testinden sonra örneklerin yüzeyleri kırılma tiplerine göre değerlendirmek için 3,8 büyütme altında büyüteçli gözlük kullanılarak incelenebilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; restoratif diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılan biyoaktif karaktere sahip pulpa koruyucu linerların veya kavite taban maddesi olan kaide materyallerinin uygulanmasını takiben yapılan kompozit rezin restorasyonların, dentin ve bu biyoaktif materyaller olan taban maddelerine bağlanma dayanıklılığının araştırılmasıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'undan 23.02.2021 tarihli toplantıda, GO 21/212 numaralı etik kurul onayı alınmıştır. (Bkz. Ek 1)

Çalışmada, farklı biyoaktif materyallerin taban maddesi olarak kullanılmış, iki farklı üniversal adezivin bu biyokatif materyallerin dentinle beraber oluşturduğu komplekse bağlanma dayanıklılığının analiz edilebilmesi için 80 adet çekilmiş sağlam insan molar dişi kullanılmıştır (n=80).

3.1. Kullanılan Materyaller

Kullanılan materyallerin isimleri, üretici bilgileri ve içerikleri Tablo 3.1' de gösterilmiştir.

Materyal İsmi	Üretici	İçeriği
Single Bond Üniversal	3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD	10-MDP, fosforik asit ester monomeri, HEMA, silan, dimetakrilat, Vitrebond kopolimeri, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar pH=2,7 (ultra hafif)
Prime&Bond Üniversal	Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya	Fosforik asidi modifiye akrilat rezin, Bifonksiyonel akrilat, multifonksiyonel akrilat, asidik akrilat, isopropanol, su, tetikleyici, stabilizatör pH>2,5
TheraCal LC	Bisco Inc, Schamburg, IL, Amerika	Işıkla sertleşen tek fazlı pat: Rezin içerik olarak: bis-fenil glisidil metakrilat (BisGMA), polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA) CaO içeren modifiye kalsiyum silikat, partikülleri (tip III Portland simanı), Sr camı, silika, baryum sülfat (BaSO4), baryum zirkonat (BaZrO3)
Riva Self Cure	SDI Ltd., Viktorya, Avusturalya	Toz: Stronsiyum Floro-Aluminosilikat cam, poliakrilik asit kopolimeri tozları, pigment Likit: akrilik asit homopolimeri, tartaric asit
Riva Light Cure	SDI Ltd., Viktorya, Avusturalya	Toz: ağırlıkça %95-100 cam tozu

		Likit: (ağırlıkça) %20-30 2-hidroksietil metakrilat, %15-25 akrilik asit homopolimer, %10-25 dimetakrilat çapraz bağlayıcı, %10-20 asidik monomer, %1-5 tartarik asit
BioMTA+	PPH Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya	Toz: Kalsiyum oksit, hidroksiapatit, silikon, demir, alüminyum, sodyum, potasyum, bizmut, magnezyum ve zirkonyum oksitleri, kalsiyum fosfat Likit: Distile su, kalsiyum katalist
Filtek Z550 Nano Hibrit Üniversal Restoratif	3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD	Yüzeyi işlenmiş 20 nm'lik zirkonya/silika doldurucu (ağırlıkça %81,8, hacimce %67,8), Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, PEGDMA ve TEGDMA monomerleri

Tablo 3. 1 Çalışmada kullanılan materyallerin isimleri, üretici bilgileri ve içerikleri



Şekil 3. 1 Çalışmada Kullanılan Üniversal Adezivler A) Single Bond Universal, 3M ESPE B) Prime&Bond Universal, Dentsply Sirona



Şekil 3. 2 Çalışmada Kullanılan Biyoaktif Materyaller A) BioMTA+ B) Riva Light Cure C) Riva Self Cure D) TheraCal Light Cure



Şekil 3. 3 Çalışmada Kullanılan Nano Hibrit Kompozit Rezin, Filtek Z550, 3M ESPE

3.2. Örneklerin Hazırlanması ve Grupların Oluşturulması

3.2.1. Dişlerin Seçilmesi ve Hazırlanması

Bu çalışmada son 6 ay içerisinde periodontal, protetik veya ortodontik sebeplerle çekilmiş 80 adet sağlam insan molar dişi kullanılmıştır (Şekil 3.4). Dişler, %0,1'lik timol solüsyonunda en az 24 saat bekletilerek dezenfekte edilmiştir. Dişler üzerindeki eklenti ve debrisler kreatuar (Hu-Friedy, Şikago, IL, ABD) ile uzaklaştırılmış, pomza ve periodontal lastik yardımıyla düşük devirli turlu alet (angıldruva, mikromotor) (KaVo Dental, CA, ABD) kullanılarak polisajlanmıştır.



Şekil 3. 4 Örneklerin hazırlanmasında kullanılan çekilmiş sağlam insan molar dişi örnekleri

Dişlerin seçiminde aşağıda belirtilen kriterler değerlendirilmiştir.

- Dahil edilme kriterleri:
  - Dişlerin periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilmiş olması
  - Dişin kron ya da kök yüzeyinde çürük olmaması
  - Kök yüzeyinde gelişimsel bir defekt olmaması
  - Dişin normal boyutlarından daha küçük olmaması
  - Daha önce hiçbir restoratif uygulamaya maruz kalmış olmaması

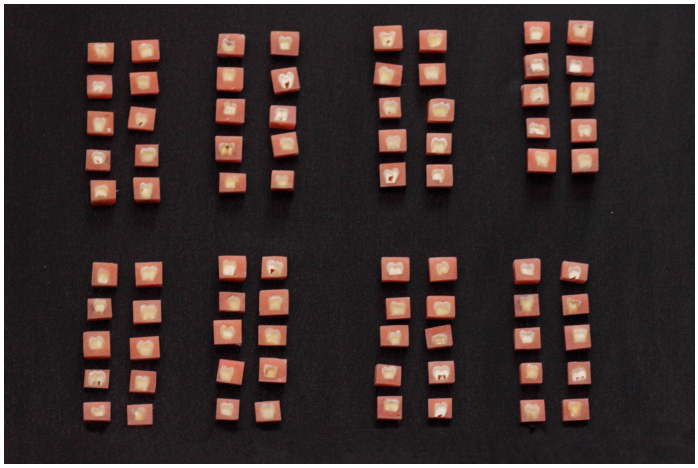
- Dahil edilmeme kriterleri:
  - Dişin kron ya da kök yüzeyinde çürük olması
  - Dişte çatlak olması
  - Dişte gelişimsel anomalilerin olması
  - Dişin boyutlarının normalden küçük olması

- Dişin daha önce restore edilmiş olması
- Dişte lokal veya generalize bir renklenmenin olması

Seçilen çekilmiş dişler, çalışmada kullanılana kadar distile su içerisinde saklanmış, dişlerin bekletildiği distile su haftada bir değiştirilmiştir (228).

3.2.2. Örneklerin Hazırlanması

Seçilen dişlerin bukkal yüzeylerinde mine dokusu uzaklaştırılarak dentin yüzeyinin açığa çıkarılması amacıyla önce dişlerin kök ve kronları mine sement sınırından 3mm apikalde olacak şekilde elmas separe kullanılarak birbirinden ayrılmıştır. Otopolimerizan akril (İntegra, Ankara, Türkiye) karıştırıldıktan sonra, önceden hazırlanmış silikon kalıpların içine dökülmüş ve elde edilen diş kronları akril içine bukkal yüzeyleri kaplanmayacak şekilde yerleştirilmiştir, diş yüzeylerinin yer düzlemine paralel olmasına dikkat edilmiştir. Akril sertleştikten sonra örnekler kalıptan çıkarılmış ve alçı motoru yardımıyla diş kronlarının bukkal mine dokuları uzaklaştırılırak dentin dokusu açığa çıkarılmıştır. Mine dokusu uzaklaştırıldıktan sonra dentin dokusunun açığa çıkması bir stereomikroskop kullanılarak kontrol edilmiştir. Örnekler bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklanmıştır (228).



Şekil 3. 5 Hazırlanan örnekler. Bukkal yüzeyi yukarı bakacak şekilde akril içine yerleştirildikten sonra bukkal mine dokuları aşındırılan diş örnekleri. Örnekler her grupta 10 adet bulunacak şekilde rastgele 10 gruba ayrılmıştır (n=10).

3.2.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Her grupta bulunması gereken en az örnek sayısı *G*Power version 3.1.9.2.* (G-Power, Brunsbüttel, Almanya) yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. Örnekler her grupta 10 adet bulunacak şekilde rastgele 8 gruba ayrılmıştır.

Grup 1 Kalsiyum silikat doldurucu liner ve Single Bond Üniversal Adeziv Grubu (Theracal LC + Single Bond- (T-SB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Theracal LC ile doldurulmuş ve Single Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

Grup 2 Rezin modifiye cam iyonomer siman ve Single Bond Üniversal Adeziv Grubu (Riva LC + Single Bond- (RLC-SB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Riva LC ile doldurulmuş ve Single Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

Grup 3 Geleneksel cam iyonomer siman ve Single Bond Üniversal Adeziv Grubu (Riva SC + Single Bond- (RSC-SB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Riva SC ile doldurulmuş ve Single Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

Grup 4 MTA ve Single Bond Üniversal Adeziv Grubu (Bio MTA + Single Bond- (M-SB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler MTA ile doldurulmuş ve Single Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

Grup 5 Kalsiyum silikat doldurucu liner ve Prime&Bond Üniversal Adeziv Grubu (Theracal LC + Prime&Bond- (T-PB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Theracal LC ile doldurulmuş ve Prime&Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

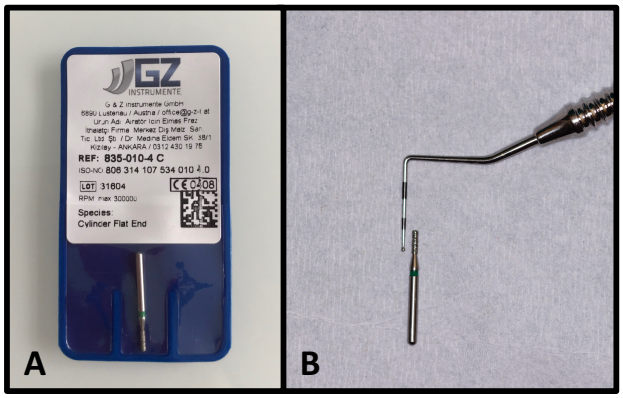
Grup 6 Rezin modifiye cam iyonomer siman ve Prime&Bond Üniversal Adeziv Grubu (Riva LC + Prime&Bond- (RLC-PB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Riva LC ile doldurulmuş ve Prime&Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

Grup 7 Geleneksel cam iyonomer siman ve Prime&Bond Üniversal Adeziv Grubu (Riva SC + Prime&Bond- (RSC-PB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler Riva SC ile doldurulmuş ve Prime&Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

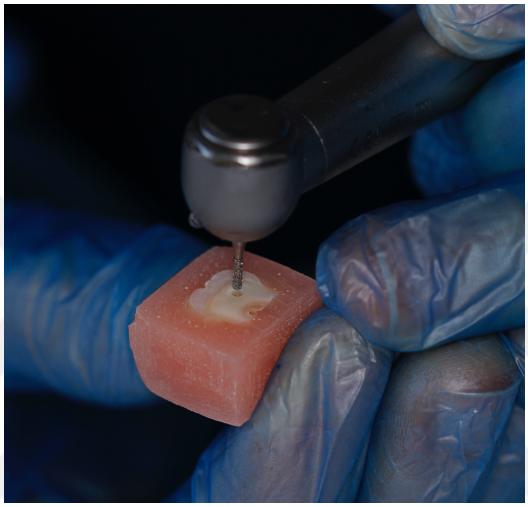
Grup 8 MTA ve Prime&Bond Üniversal Adeziv Grubu (Bio MTA + Prime&Bond– (M-PB)): Bu gruptaki dişlere yapılan preparasyonun ardından kaviteler MTA ile doldurulmuş ve Prime&Bond adeziv kullanıldıktan sonra biyoaktif materyal-dentin kompleksinin üzerine kompozit silindirler bağlanmıştır.

3.2.4. Preparasyon

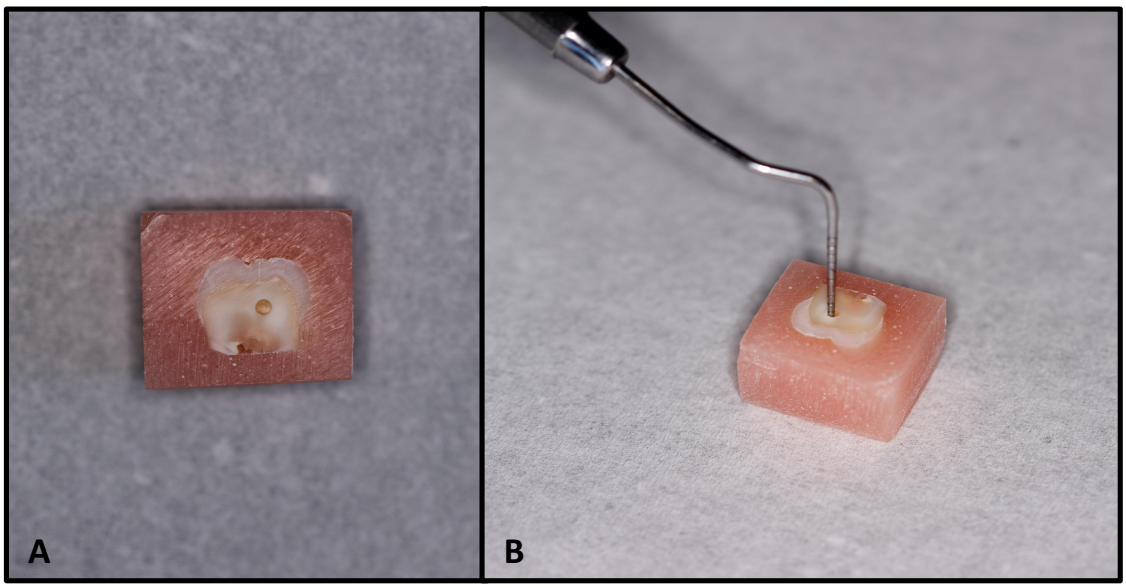
Dentin yüzeylerinin ortasına 4 mm uzunlukta 835-010-4C referans numaralı elmas fissür frezle (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) su soğutması altında aeratör (KaVo Dental, CA, ABD) kullanılarak 1 mm derinliğinde ve 1 mm çapında silindirik preparasyonlar oluşturulmuştur. Preparasyonların standardizasyonu bir periodontal sond (Hu-Friedy, Şikago, IL, ABD) yardımıyla sağlanmıştır (Şekil 3.8) ve frezler her 5 preparasyonda bir yenisiyle değiştirilmiştir. Preparasyonlar tamamlandıktan sonra örnekler basınçlı su ve hava yardımıyla temizlenmiş ve tekrar distile suda bekletilmiştir (228).



Şekil 3. 6 Preparasyonlar için kullanılan fissür frez (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya)



Şekil 3. 7 Su soğutması altında dentin dokusu içine hazırlanan 1 mm derinlik ve 1mm çapındaki preparasyon

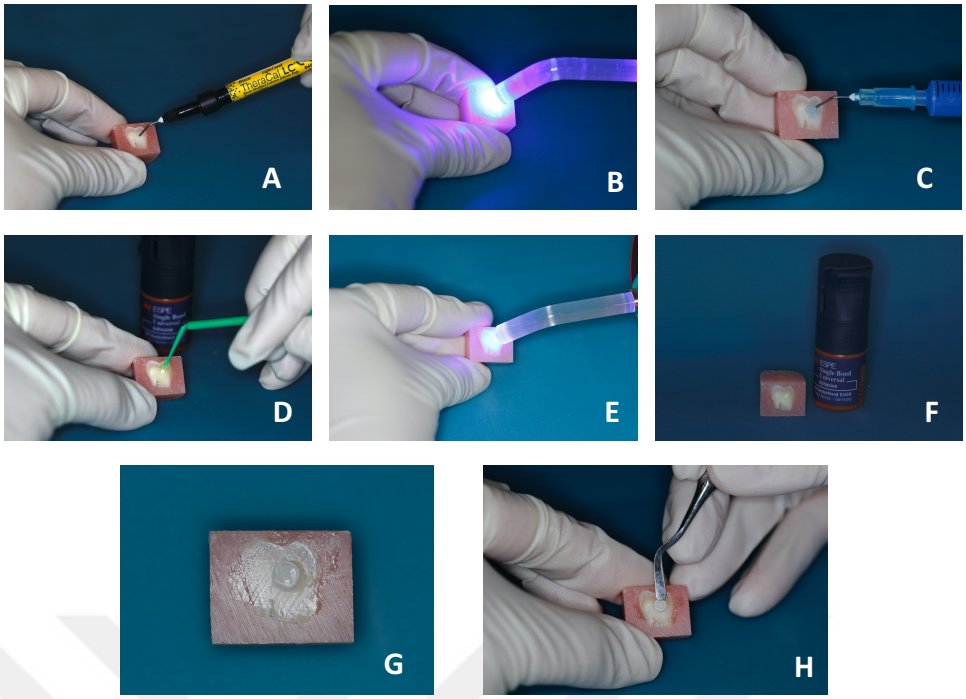


Şekil 3. 8 Hazırlanan preparasyonlar A) Preparasyonun bukkal yüzden görünümü B) Preparasyonun derinliğinin periodontal sond ile kontrol edilmesi

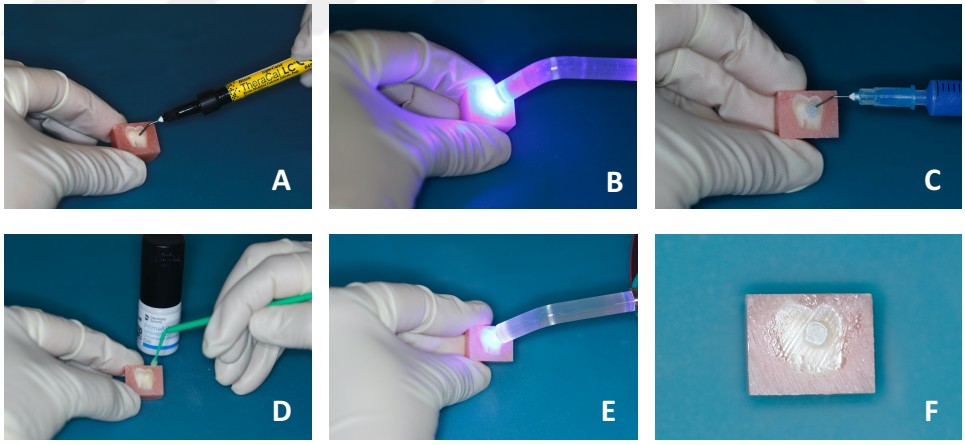
3.2.5. Restoratif İşlemler

Tüm restoratif materyallerin uygulaması, üretici firma önerileri doğrultusunda yapılmıştır.

Kalsiyum silikat dolduruculu liner uygulaması: Theracal LC, tek aşamalı pat enjektörü içinden hazırlanan 1mm çapında ve1 mm derinliğindeki preparasyonların içine uygulanmış ve kaviteye adapte olduğuna emin olunduktan sonra 440-465 nm dalgaboyuna sahip, 1,400 mW/cm^2 gücündeki Light Emitting Diode (LED) ışık cihazıyla (Starlight S, Mectron s.p.a, Carasco, İtalya) 10 sn polimerize edilmiştir. Kavite taban maddesinin sertleşmesini takiben dentin yüzeyini ve taban maddesinin yüzey alanını kapsayacak şekilde 15 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL, i-dental, Siauliai, Litvanya) ile pürüzlendirme yapılmıştır. Örneklerin yüzeyleri hava-su spreyi yardımıyla yıkanıp kurutulmuş ve adeziv aşaması için hazır hale getirilmiştir. Theracal LC uygulanan 20 örnekten 10 tanesine Single Bond Üniversal (3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD), kalan 10 tanesine ise Prime&Bond Üniversal (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) üretici firma önerilerine göre aplikatör fırça ile 20 sn boyunca yüzeye ovalanarak uygulanmış, 5 sn hava ile kurutulurak solventler uzaklaştırılmış ve LED ışık cihazıyla 20 sn süreyle polimerize edilmiştir. 1 mm çapındaki kavite içine uygulanan taban maddesi ve toplamda 2 mm çapında çevreleyen dentin dokusu kompleksine 2 mm yüksekliğinde Filtek Z550 nanohibrit üniversal kompozit bloklar (3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD), jig ve içindeki teflon kalıp (Ultradent, Utah, ABD) yardımıyla bağlanmış ve yine LED ışık cihazıyla 20 sn boyunca polimerize edilmiştir.



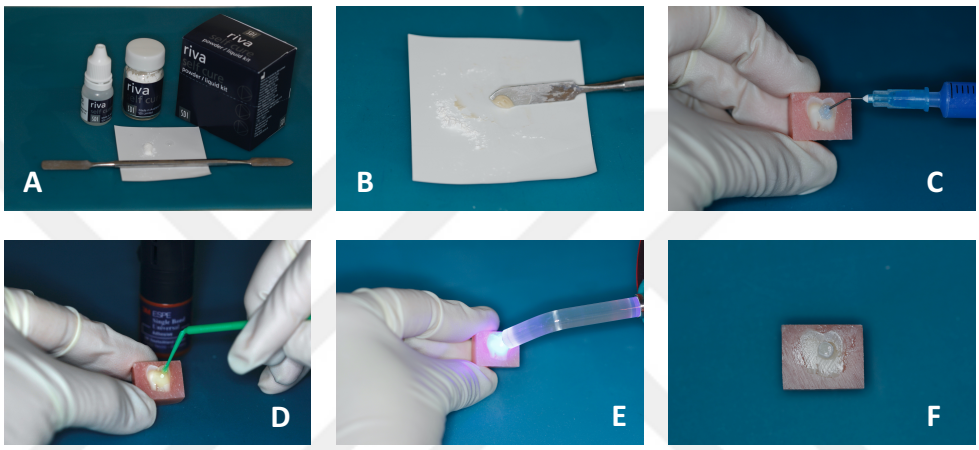
Şekil 3. 9 A) Preparasyon içine Theracal LC uygulaması B) Theracal LC'nin ışıkla polimerize edilmesi C) Theracal LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Theracal LC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Adeziv uygulanan örnek G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü



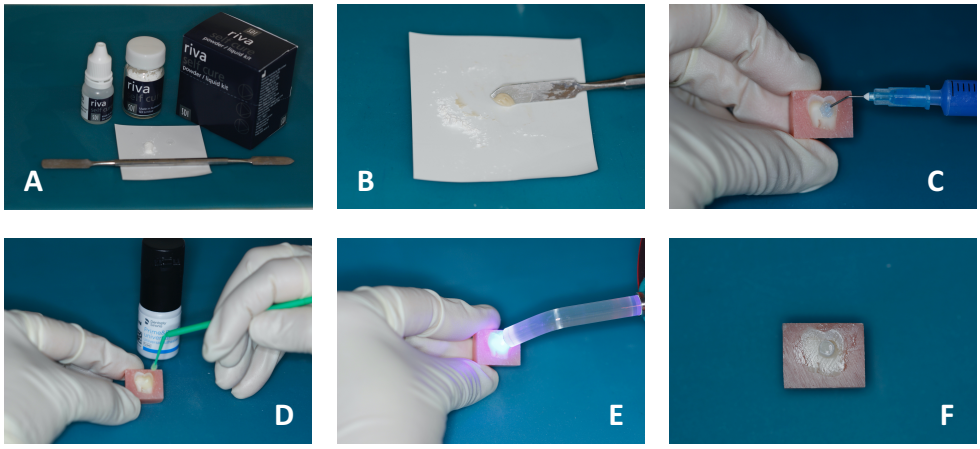
Şekil 3. 10 A) Preparasyon içine Theracal LC uygulaması B) Theracal LC'nin ışıkla polimerize edilmesi C) Theracal LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Theracal LC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması

Geleneksel cam iyonomer siman taban maddesi uygulaması: Geleneksel cam iyonomer siman olan Riva Self Cure (SDI, Viktorya, Avusturalya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1 kaşık toza 1 damla likit ölçüsünde yağlı kağıt üzerinde 15-20 sn süreyle karıştırılmış ve hazırlanan preparasyonlar içine uygulanmıştır. Materyalin çalışma süresi boyunca (2dk) varsa gerekli düzenlemeler yapılmış ve kompozit uygulaması için hazır hale

getirilmiştir. Kavite taban maddesinin sertleşmesini takiben dentin yüzeyini ve taban maddesinin yüzey alanını kapsayacak şekilde 15 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL, i-dental) ile pürüzlendirme yapılmıştır. Örneklerin yüzeyleri hava-su spreyi yardımıyla yıkanıp kurutulmuş ve adeziv aşaması için hazır hale getirilmiştir. Riva SC uygulanan örneklere daha önce anlatıldığı şekilde 2 farklı üniversal adeziv kullanılarak dentin- geleneksel cam iyonomer siman kompleksinin üzerine 2mm yüksekliğnde ve 2mm çapındaki kompozit bloklar bağlanmıştır.

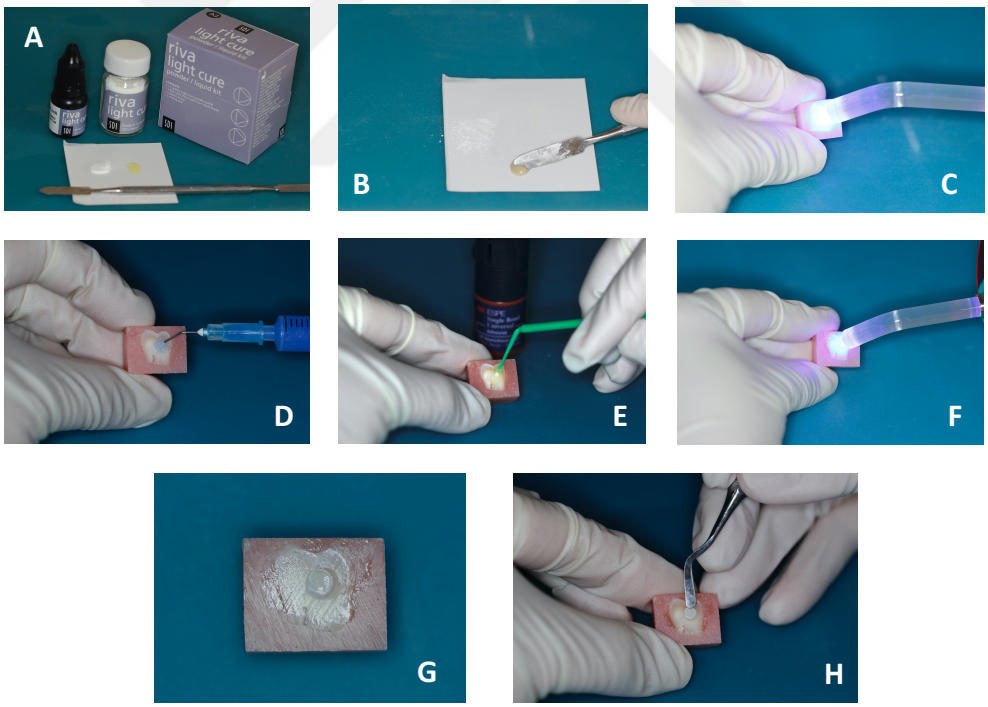


Şekil 3. 11 A) Riva Self Cure geleneksel cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Riva SC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Riva SC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması

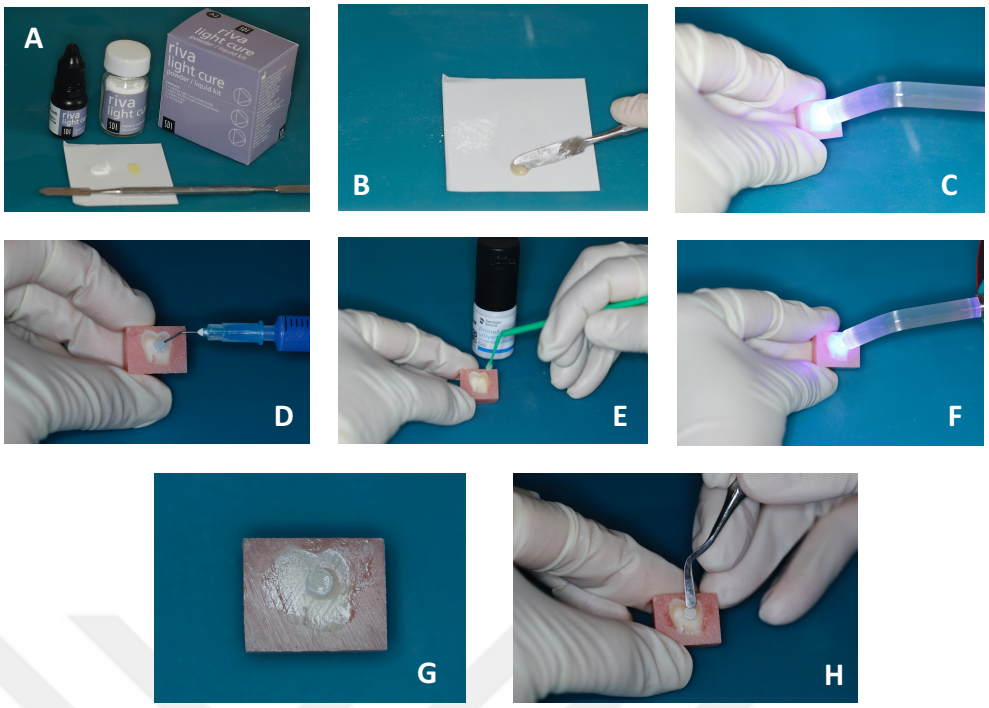


Şekil 3. 12 A) Riva Self Cure geleneksel cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Riva SC ve dentin yüzeyine asit uygulaması D) Riva SC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması E) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi F) Kompozit blok uygulaması

Rezin modifiye cam iyonomer siman taban maddesi uygulaması: Rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman olan Riva Light Cure (SDI, Viktorya, Avusturalya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1 kaşık toza 2 damla likit ölçüsünde yağlı kağıt üzerinde 30 sn süre boyunca karıştırılmıştır. Mateyalin çalışma süresi olan 2 dk 10 sn süre içinde hazırlanan rezin modifiye cam iyonomer siman preparasyonlar içine uygulanmış ve gerekli düzeltmeler yapılarak 440-465 nm dalgaboyuna sahip, 1,400 mW/cm^2 gücündeki LED ışık cihazıyla 20 sn boyunca polimerize edilmiştir. Kavite taban maddesinin sertleşmesini takiben dentin yüzeyini ve taban maddesinin yüzey alanını kapsayacak şekilde 15 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL, i-dental) ile pürüzlendirme yapılmıştır. Örneklerin yüzeyleri hava-su spreyi yardımıyla yıkanıp kurutulmuş ve adeziv aşaması için hazır hale getirilmiştir. Riva LC uygulanan örneklere daha önce anlatıldığı şekilde 2 farklı üniversal adeziv kullanılarak dentin- rezin modifiye cam iyonomer siman kompleksinin üzerine 2mm yüksekliğnde ve 2mm çapındaki kompozit bloklar bağlanmıştır.

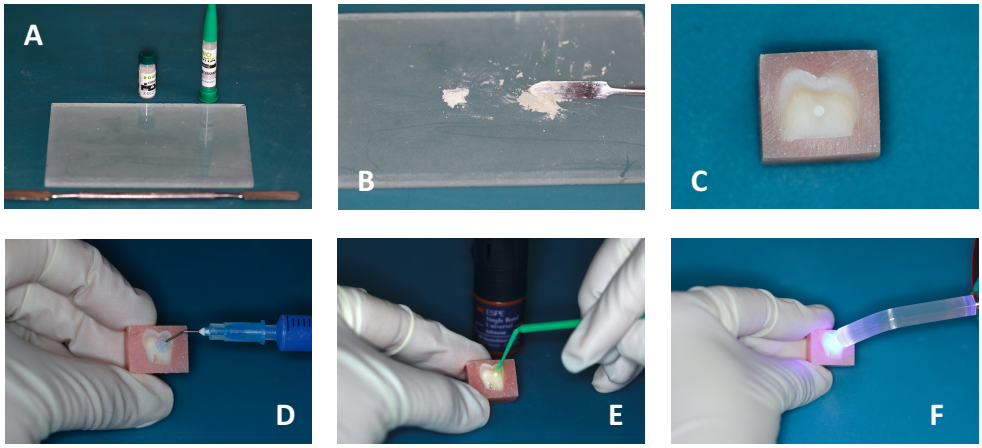


Şekil 3. 13 A) Riva LC rezin modifiye cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Uygulanan RMCİS'in ışıkla polimerize edilmesi D) Riva LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) Riva LC ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü

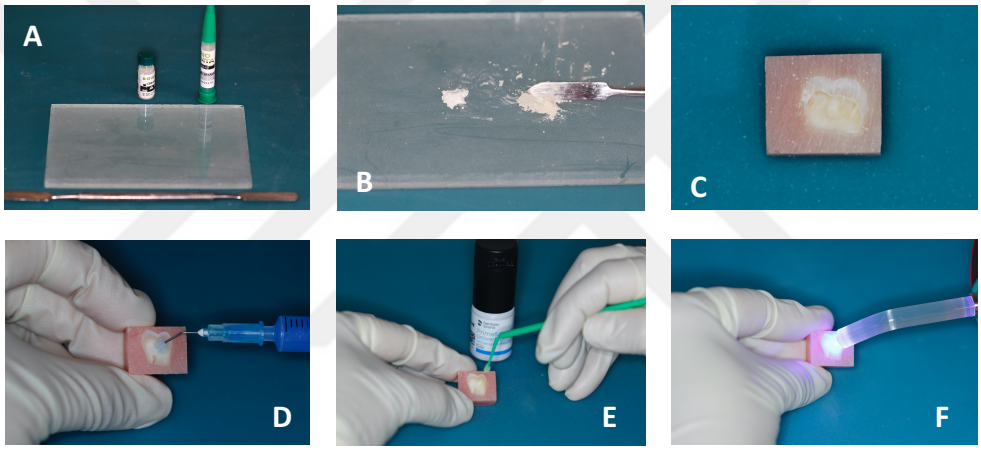


Şekil 3. 14 A) Riva LC rezin modifiye cam iyonomer siman B) Cam iyonomer simanın yağlı kağıtta karıştırılması C) Uygulanan RMCİS'in ışıkla polimerize edilmesi D) Riva LC ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) Riva LC ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi G) Kompozit blok uygulaması H) Kompozit bloğun kontrolü

MTA taban maddesi uygulaması: MTA (BioMTA+, PPH Cerkamed, Stalowa Wola, Polonya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 1 tüp tozun tamamı ve 1-2 damla BioMTA+ likidi siman camı üzerinde 30 sn boyunca silikon ölçü maddesi kıvamına gelinceye kadar karıştırılmıştır. Hazırlanan MTA 4 dk'lık çalışma süresi içinde örnekler üzerindeki preparasyonlara uygulanmıştır. Kavite taban maddesinin sertleşmesini takiben dentin yüzeyini ve taban maddesinin yüzey alanını kapsayacak şekilde 15 sn süreyle %37'lik ortofosforik asit jel (i-GEL, i-dental) ile pürüzlendirme yapılmıştır. Örneklerin yüzeyleri hava-su spreyi yardımıyla yıkanıp kurutulmuş ve adeziv aşaması için hazır hale getirilmiştir. BioMTA+ uygulanan örneklere daha önce anlatıldığı şekilde 2 farklı üniversal adeziv kullanılarak dentin-MTA kompleksinin üzerine 2mm yüksekliğnde ve 2mm çapındaki kompozit bloklar bağlanmıştır.



Şekil 3. 15 A) Bio MTA+ B) MTA'nın siman camı üzerinde karıştırılması C) MTA uygulanan örnek D) MTA ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) MTA ve dentin yüzeyine Single Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi



Şekil 3. 16 A) Bio MTA+ B) MTA'nın siman camı üzerinde karıştırılması C) MTA uygulanan örnek D) MTA ve dentin yüzeyine asit uygulaması E) MTA ve dentin yüzeyine Prime&Bond uygulaması F) Adezivin ışıkla polimerize edilmesi

3.2.6. Termal Siklus

Hazırlanan tüm örnekler termal siklus makinesinde termal siklusa maruz bırakılmadan önce 48 saat süreyle distile su içinde 37°C'de bekletilmiştir. Örnekler, ağız ortamını taklit edebilmek amacıyla 10.000 siklus boyunca 37°C, 5°C ve 55°C'lerde banyoda kalma süresi 20 sn, banyolar arası geçiş süresi 10 sn olmak üzere termal siklusa tabii tutulmuştur. Termal siklus ile yaşlandırma işlemi Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında bir termal siklus cihazıyla (MTE 101 thermocycling machine, Esetron MODDental, Ankara, Türkiye) (Şekil 3.17) uygulanmıştır.



Şekil 3. 17 Termal siklus cihazı

3.3. Kesme Bağlanma Dayanıklılığının Ölçülmesi

Termal siklusu takiben örnekler 24 saat boyunca 37°C'de bağlanma dayanıklılığı testi öncesi distile suda saklanmıştır. Kesme bağlanma dayanıklılık değerlerini ölçmek için örnekler, kuvvet uygulayan ucun altına dik olacak şekilde yerleştirilmiş ve her iki yandaki demir parçalar yaklaştırılarak sıkıştırılmıştır. Tüm örneklerin dentin-kompozit birleşim bölgelerine, üniversal test cihazının (LRX, Lloyd instruments Ltd, Fareham, İngiltere) bıçak şeklindeki çelik ucu yardımıyla 0,5 mm/dk kafa hızı ile yük uygulanmıştır. Örneklere başarısızlık meydana gelene kadar kuvvet uygulanmış ve kırılma anındaki kuvvet Newton cinsinde kaydedilip daha sonra MegaPascal (MPa) birimine çevrilmiştir.



Şekil 3. 18 Üniversal test cihazı

Kesme bağlanma dayanıklılığı aşağıdaki formüle göre hesaplanmış ve MPa olarak ifade edilmiştir (229):

Stres = Başarısızlık kuvveti (N)/yüzey alanı (mm^2).

3.4. Kırılma Tipi Analizi

Tüm örnekler için kırılmanın meydana geldiği yüzey, x10 büyütmeli bir stereomikroskop (Olympus, Tokyo, Japonya) ile incelenip, kırılma tiplerinin fotoğrafları mikroskop ile entegre bir fotoğraf makinesi ile çekilmiştir. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlenip veriler kaydedilmiştir.

Adeziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası diş ve restoratif materyal arasındadır.

Koheziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası restoratif materyalin ya da dişin içindedir.

Karma: Kompozit-adeziv-diş dokusu arasında karma kırılma görülmektedir.



Şekil 3. 19 Çalışmada kullanılan stereomikroskop (Olympus, Tokyo, Japonya)

3.5. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Tüm istatistiksel analizler α=0,05 güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 20.0 for Windows, IBM Corp., Armonk, NY, ABD) kullanılarak yapılmıştır.

Kesme bağlanma dayanıklılık testi için, verilerin normal dağılım gösterdiği Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleriyle anlaşıldıktan sonra, çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin karşılaştırılmasında T-Testi ve taban maddelerinin bağlanma dayanımındaki farklılıklarını analiz etmek için ise iki yönlü varyans analizinden (two-way ANOVA) yararlanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalar için Post-Hoc Tukey testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Kesme Bağlanma Dayanıklılığı Ölçümü Bulguları

Test edilen tüm materyaller arasında en yüksek bağlanma dayanıklılık değeri ortalamasını, Single Bond üniversal adeziv uygulanan ve Theracal LC kaide materyali kullanılan T-SB grubu göstermiştir (Tablo 4.1). En düşük bağlanma dayanıklılık değer ortalaması ise Prime&Bond üniversal adeziv uygulanan ve BioMTA+ kullanılan M-PB grubu göstermiştir. Kaide materyali olarak Theracal LC kullanılan T-SB ve T-PB grupları arasında üniversal adezivlerin bağlanma dayanıklılık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,86). İki farklı üniversal adezivin bağlanma dayanıklılığına etkisinin karşılaştırıldığı bu çalışmada RMCİS kullanılan gruplar (RLC-SB ve RLC-PB) arasında da adezivler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,54). Aynı şekilde geleneksel CİS kullanılan RSC-SB ve RSC-PB grupları ve MTA kullanılan T-SB ve T-PB grupları arasında da her iki analiz bağımsız olacak şekilde istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamıştır (sırasıyla p=0,31, p=0.47).

	T-SB (n=10)	**RLC-SB (n=10)**	**RSC-SB (n=10)**	**M-SB (n=10)**	**T-PB (n=10)**	**RLC-PB (n=10)**	**RSC-PB (n=10)**	**M-PB (n=10)**
ORTALAMA± STANDART SAPMA (MPa)	23,62 ± 3,05[a]	17,70± 2,77[b]	14,01± 2,52[c]	11,94 ± 2,99[d]	23,39± 2,84[a]	16,80± 3,57[b]	15,40± 3,31[c]	10,91± 3,20[d]
STD. HATA ORT. (%95 GÜVEN ARALIĞI)	1,89	1,89	1,89	1,89	1,89	1,89	1,89	1,89
ORT. ALT SINIR İÇİN %95 GÜVEN ARALIĞI	21,74	15,98	12,45	10,08	21,63	14,59	13,35	8,92
ORT. ÜST SINIR İÇİN %95 GÜVEN ARALIĞI	25,51	19,41	15,57	13,79	25,15	19,01	17,45	12,90
VARYANS	8,35	6,92	5,72	8,05	7,25	11,44	9,84	9,24
MİNİMUM (MPa)	20,14	13,33	9,42	7,35	19,10	11,32	10,89	6,14
MAKSİMUM (MPa)	27,63	21,21	17,91	15,71	27,21	20,92	19,63	15,57
DAĞILIM ARALIĞI	7,49	7,87	8,49	8,36	8,11	9,60	8,74	9,43

Tablo 4. 1 Test edilen adezivler ve kaide materyalleri için bağlanma dayanıklılıklarının ortalama, min., maks. Değerleri (MPa), standart sapma, standart hata ortalaması. x: farklı üstyazı harfler istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir.

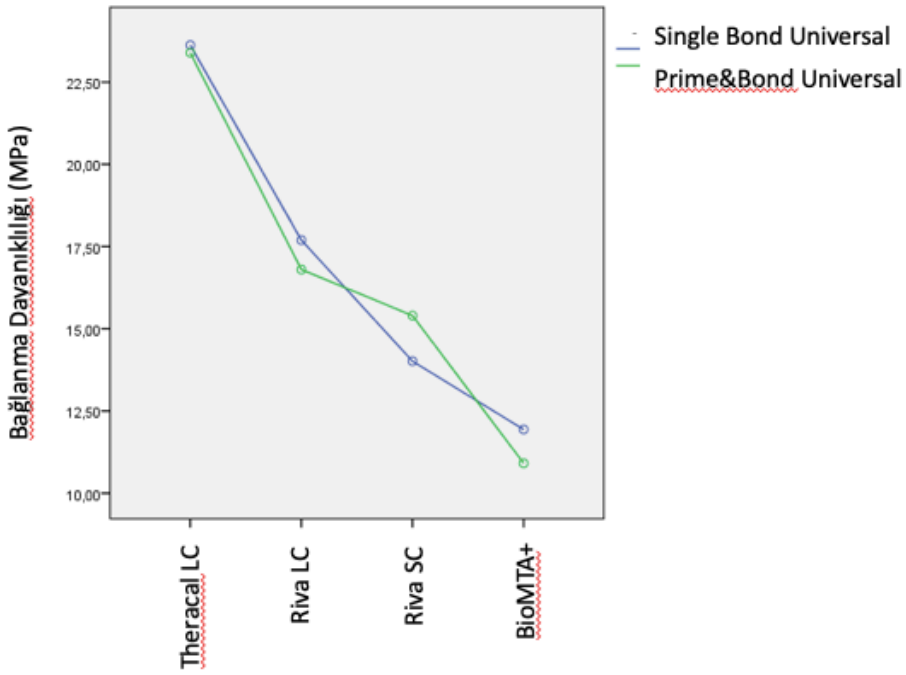
Farklı taban maddeleriyle beraber çalışmamızda karşılaştırılan iki farklı adeziv arasında bir fark olup olmadığını analiz etmek için kullanılan iki yönlü ANOVA Testi sonucunda bağımsız iki örneklem olan Single Bond Üniversal ve Prime&Bond Üniversal arasında tüm örnekler dahil edilerek yapılan analizde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,779).

ADEZİV	ORTALAMA± STANDART SAPMA (MPa)	STD. HATA ORT.
SINGLE BOND (n=40)	16,81±5,25	0,83
PRIME&BOND (n=40)	16,62±5,49	0,86

Tablo 4. 2 Kullanılan adeziv sistemler için toplu grup istatistikleri

Kaynak	Tip III Kareler Toplamı	df	F	P Değeri
Üniversal Adezivler Arasındaki Fark	,739	1	,080	,779
Kaide Materyalleri Arasındaki Fark	1569,56	3	56,38	<0,001
Üniversal Adezivler ve Kaide Materyalleri Arasındaki Etkileşim	18,42	3	,662	,578
Toplam	24625,83	80		

Tablo 4. 3 Bağlanma dayanıklılığı test sonuçlarının iki yönlü varyans analizi sonuçları (Bağımlı Değişken: Bağlanma Dayanıklılığı (MPa))



Şekil 4. 1 Test edilen üniversal adezivlerin bağlanma dayanıklılık ortalamalarının farklı kaide materyallerine göre etkileşiminin çizgi grafiği ile gösterilmesi

THERACAL LC

	SINGLE BOND	***PRIME&BOND***
ORTALAMA (MPa)	23,62	23,39
VARYANS	9,28	8,06
N	10	10
DF	18,00	
T STAT	0,18	
P(T<=T)	0,86	

Tablo 4. 4 Theracal LC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması

Test edilen materyaller arasında en yüksek ortalama bağlanma dayanıklılık değerlerine (MPa) sahip kaide materyali Theracal LC uygulanan örneklerde kullanılan iki farklı üniversal adeziv için varyansların eşit olmadığı varsayılan iki örnekli T-testi analizi yapılmıiş ve elde edilen bulgulara göre üniversal adeziv sistemler arasında bağlanma dayanıklılığı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,86).

RİVA LC

	SINGLE BOND	***PRIME&BOND***
ORTALAMA (MPa)	17,70	16,80
VARYANS	7,69	12,71
N	10	10
DF	17,00	
T STAT	0,63	
P(T<=T)	0,54	

Tablo 4. 5 Riva LC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması

Riva LC uygulanan örneklerde kullanılan iki farklı universal adeziv için varyansların eşit olmadığı varsayılan iki örnekli T-testi analizi yapılmıiş ve elde edilen bulgulara göre Single Bond üniversal adeziv ve Prime&Bond üniversal adeziv sistemler arasında bağlanma dayanıklılığı anlamlı bir fark göstermemektedir (p=0,54).

RİVA SC

	SINGLE BOND	***PRIME&BOND***
ORTALAMA (MPa)	14,01	15,40
VARYANS	6,35	10,93
N	10	10
DF	17,00	
T STAT	1,06	
P(T<=T)	0,31	

Tablo 4. 6 Riva SC için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması

Ortalama bağlanma dayanıklılık değerleri test edilen rezin modifiye cam iyonomer siman olan Riva LC'ye göre daha düşük olan Riva SC örneklerinin iki farklı üniversal adeziv sistem için varyansların eşit olmadığı varsayılan iki örnekli T-testi ile karşılaştırılan verilerden elde edilen bulgularda Single Bond üniversal adeziv ve Prime&Bond üniversal adeziv arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,31).

MTA		
	SINGLE BOND	***PRIME&BOND***
ORTALAMA (MPa)	11,94	10,91
VARYANS	8,94	10,27
N	10	10
DF	18,00	
T STAT	0,74	
P(T<=T)	0,47	

Tablo 4. 7 MTA için farklı adeziv sistemlerin karşılaştırılması

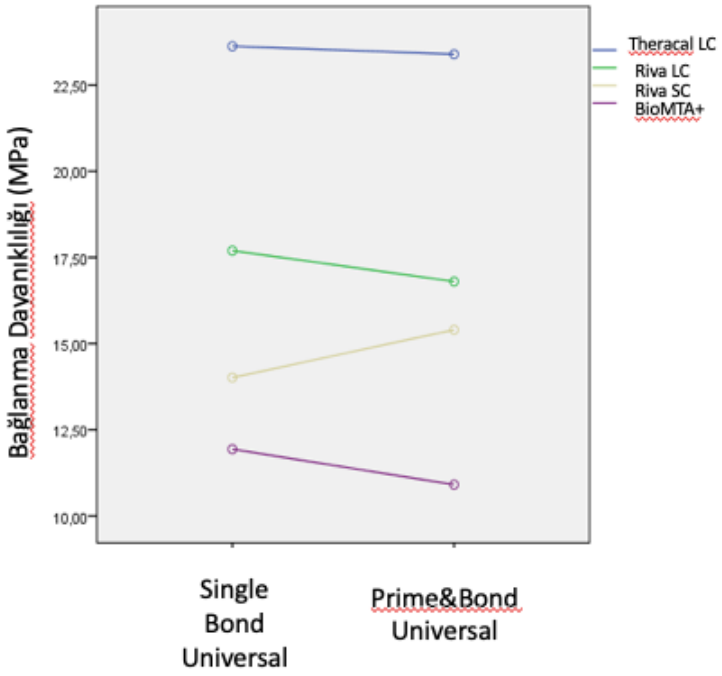
Test edilen materyaller arasında en düşük ortalama bağlanma dayanıklılık değerlerine (MPa) sahip kaide materyali MTA uygulanan örneklerde kullanılan iki farklı universal adeziv için varyansların eşit olmadığı varsayılan iki örnekli T-testi analizi yapılmıiş ve elde edilen bulgulara göre üniversal adeziv sistemler arasında bağlanma dayanıklılığı açısından yine anlamlı bir fark bulunmamıştır (p=0,47).

Tüm çalışma gruplarına ait ortalama, en yüksek, en düşük bağlanma dayanıklılığı (MPa) ve standart sapma değerleri Tablo 4.7.' de gösterilmiştir. Test sonuçlarına göre kullanılan materyaller arasında en yüksek bağlanma dayanıklılığını *Theracal LC* göstermektedir. Kullanılan kaide materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,001).

Yapılan iki yönlü varyans analizinde (two-way ANOVA), *Theracal LC*'nin bağlanma dayanıklılığının kullanılan diğer taban maddeleriyle karşılaştırıldığında en yüksek olduğu bulunmuştur (karşılaştırılan tüm gruplar için p<0,001). Riva LC'nin bağlanma dayanıklılığının, Riva SC (p=0,01) ve MTA'dan (p<0,001) daha yüksek olduğu görülmüştür. Riva SC'nin bağlanma dayanıklılık değerleri incelendiğinde ise MTA'dan anlamlı derecede daha yüksek (p=0,001) olduğu görülmüştür. MTA grubu test edilen diğer tüm materyallerle kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük veriler elde edilmiştir (p<0.05). Kullanılan tüm kaide materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,001). Üniversal adeziv sistemlerin kullanıldığı örneklerde, bağlanma dayanıklılığı skorları açısından gruplar *Theracal LC > Riva LC > Riva SC > BioMTA+* şeklinde sıralanabilmektedir.

MATERYAL	ORTALAMA± STANDART SAPMA (MPa)	MAKSİMUM	MİNİMUM	ORTALAMA IÇIN %95'LIK GÜVEN ARALIĞI	
				Alt Sınır	Üst Sınır
THERACAL LC (n=20)	23,50[a]±4,80	27,63	19,10	22,2519	24,7659
RIVA LC (n=20)	17,24[b]±3,75	21,21	11,32	15,8704	18,6248
RIVA SC (n=20)	14,70[c]±2,40	19,48	9,42	13,4132	15,9976
BioMTA+ (n=20)	11,42[d]±3,15	15,71	6,14	10,0813	12,7654
TOPLAM	16,72[e]±5,34	27,63	6,14	17,8926	15,5501

Tablo 4. 8 Kullanılan materyallerin ortalama bağlanma dayanıklılık değerleri (MPa), standart sapma, maks. ve min. değerler, x: farklı üstyazı harfler istatistiksel olarak anlamlı farkı göstermektedir (Post Hoc testinde p<0.05)



Şekil 4. 2 Test edilen adezivlerin farklı kaide materyallerine bağlanma dayanıklılık değerlerinin çizgi grafiği ile gösterilmesi

YÖNTEM	THERACAL LC	RIVA LC	RIVA SC	BioMTA+
THERACAL LC	-	<,001	<,001	<,001
RIVA LC	<,001	-	,010	<,001
RIVA SC	<,001	<,010	-	,001
BioMTA+	<,001	<,001	,001	-

Tablo 4. 9 Materyallerin Post Hoc testi ile çoklu karşılaştırılmaları sonucu elde edilen p değerleri

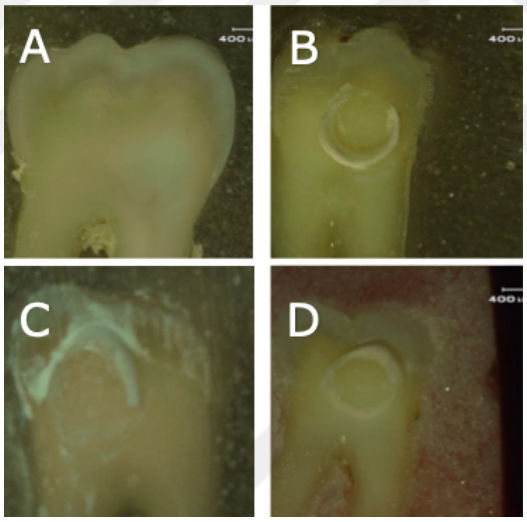
Yapılan iki yönlü varyans analizi sonucunda, test edilen universal adezivler ve kullanılan farklı kaide materyalleri arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0,578).

4.2. Kırılma Tipi Analizi Bulguları

Kırılma tipi analiz sonuçlarına göre, Theracal LC ve Riva LC için adeziv başarısızlık, MTA için dentin-MTA kompleksinde koheziv başarısızlık en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur. Riva SC için ise adeziv ve koheziv kırılmaya eşit yüzdelerde rastlanmıştır. Tüm gruplar arasında, adeziv kırılma tipinde Theracal LC'nin daha fazla adeziv kırılma gösteren örnek sayısına sahip olduğu tespit edilmiştir. Gözlemsel olarak incelendiğinde; her grup için karma tip kırık yüzdesi en az görülmüştür. RSC-SB, RLC-PB, RSC-PB ve M-PB grupları için adeziv ve koheziv kırılma tipleri eşit yüzdelerde karşımıza çıkmaktadır. T-SB, RLC-SB ve T-PB grupları için ise adeziv başarısızlık yüzdeleri koheziv ve karma başarısızlık tiplerinden daha fazladır.

MATERYAL	ADEZİV	KOHEZİV	KARMA
T-SB (n=10)	5 (%50)	4(%40)	1 (%10)
RLC-SB (n=10)	5 (%50)	3 (%30)	2 (%20)
RSC-SB (n=10)	4 (%40)	4 (%40)	2 (%20)
M-SB (n=10)	3 (%30)	4 (%40)	3 (%30)
T-PB (n=10)	6 (%60)	3 (%30)	1 (%10)
RLC-PB (n=10)	4 (%40)	4 (%40)	2 (%20)
RSC-PB (n=10)	4 (%40)	4 (%40)	2 (%20)
M-PB (n=10)	4 (%40)	4 (%40)	2 (%20)

Tablo 4. 10 Kırılma tiplerinin materyallere göre dağılımı



Şekil 4. 3 Kırılma tiplerinin steromikroskop görüntüleri A) Adeziv başarısızlık B-C) Karma başarısızlık D) Koheziv başarısızlık

5. TARTIŞMA

Çürük lezyonlarını restoratif/invaziv olmayan şekilde tedavi etmek için çeşitli seçenekler mevcuttur, ancak belirli lezyon evreleri için veya belirli koşullar altında restoratif müdahaleler kaçınılmaz olmaktadır (42). Restoratif müdahale ihtiyacı doğduğunda da pulpa-dentin kompleksini koruyarak lezyonu durdurmak restoratif diş hekimliğinin en önemli amaçlarından biridir (230). Pulpa canlılığını sürdürmenin ve korumanın ilk adımı, rezidüel dentini koruyarak yani gerekirse yumuşak dentini pulpaya yakın bölgelerde bırakarak (gereksiz pulpa irritasyonundan kaçınmak) pulpa ekspozunu önlemektir (42). Pulpanın korunmasında uygulanması gereken ikinci adım ise koruyucu bir taban maddesi uygulanmasıdır.

Restoratif diş hekimliği pratiğinde sıklıkla uygulanan kavite taban maddelerinin etkinliğinin değerlendirilmesinde ve uygulanan restoratif materyallere bağlanma dayanıklılığının ölçülmesinde *in vitro* ve *in vivo* çalışmalar önemli rol oynamaktadır, böylelikle klinisyenler uygulamaları için ürünleri seçme yollarından biri olarak, ürünlerin *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda performanslarını karşılaştırmaktır (228). Piyasaya sürülen ürünlerin avantaj ve dezavantajlarının ve performanslarının anlaşılabilmesi için öncelikle *in vitro* çalışmaların sonuçlarının değerlendirilmesine ihtiyaç vardır. Ayrıca *in vitro* çalışmalar, *in vivo* çalışmalara göre daha hızlı sonuç alınabilen, daha ekonomik ve daha kolay uygulanabilen çalışma modelidir ve bu nedenle de diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedirler ancak; *in vitro* çalışmaların ağız ortamında meydana gelen kuvvetleri, termal değişiklikleri, tükürük ve mikroorganizmaların etkilerini taklit edebilmesinde bazı sınırlamalar bulunmaktadır (204, 231, 232). Diş hekimliğinde piyasaya sürülen materyallerin performanslarının araştırılmasında *in vivo* çalışmaların verileri her ne kadar çok kıymetli olsa da, bu testler uzun süren, görece pahalı ve özellikle standardizasyonu zor çalışmalardır (232). *İn vitro* çalışmalar, *in vivo* uygulanan klinik çalışmalarla koordine şekilde yürütülmeli ve iki yöntem sonucunda birbiriyle paralel sonuçlar elde edilmelidir (232). *İn vitro* çalışmalar klinik çalışmaların başlangıç noktası olup çeşitli değişkenlerin optimizasyonuyla araştırılan parametreler hakkında anlamlı veriler elde edilebilen, klinisyenler ve araştırmacıların hızla sonuç alabildiği vazgeçilmez deney metodlarıdır (228, 232). Bu nedenlerle çalışmamız *in vitro* olarak planlanmış ve yürütülmüştür.

Kompozit rezinlerin, kesme bağlanma dayanıklılığının test edildiği çoğu *in vitro* çalışma ya sadece materyal örneklerinin kullanılması ya da çekilmiş insan dişlerinde sadece dentine test edilen materyalin uygulanması sonrası bağlanma dayanıklılığı testlerinin yapılmasıyla yürütülmektedir (233-237). Ancak bu çalışmada, elde edilen verilerin taban maddesi uygulanmasından sonra kompozit restorasyon yapılan standart klinik uygulamayla paralel sonuçlara varabilmek için insan dişleri içinde taban maddesinin uygulanabileceği preparasyonların yapılmasını takiben hem dentin dokusunu hem de taban maddesini kapsayacak yüzey kompleksine kompozit bağlanması tercih edilmiştir. İki farklı üniversal adezivin farklı biyoaktif taban maddeleri ve dentin kompleksine bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmek için bu çalışmada çekilmiş çürüksüz sağlam insan molar dişleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan tüm çekilmiş sağlam dişler, çekildikten hemen sonra dezenfeksiyon için %0,1 timol içeren distile su içinde 24 saat boyunca bekletilmiş, daha sonra saklama koşullarının yaratabileceği olumsuz olumsuz sonuçlardan kaçınabilmek için kullanılacakları zamana kadar distile su içinde muhafaza edilmiştir (228).

Rezin kompozit restorasyonların klinik olarak en önemli dezavantajları; marjinal degradasyon, kırık, debonding ve restorasyon altında meydana gelen ikincil çürüklerdir (238, 239). Kullanılan materyallerin üretici firma talimatlarına uygun şekilde kullanılması klinik performanslarını en üst düzeye çıkaracak olsa da, ağız ortamının dinamik bir çevre olmasından kaynaklanan, değişen sıcaklık ve pH değerleri, mikroorganizmalar, ağız içinde meydana gelen çiğneme kuvvetleri, tükürük, oral hijyen, hekimin tecrübesi gibi faktörler adeziv restorasyonların ömrünü etkileyebilir (240). Bu çalışmada test edilen materyallerin ağız ortamının özelliklerini taşıyan bir ortamda incelenmesi, materyallerin klinik davranışlarına yakın sonuçlar elde edilmesi açısından önem taşımaktadır. Bu nedenle bu çalışmada hazırlanan örnekler ağız ortamının dinamik koşullarının çalışma sonuçlarına daha iyi yansıtılabilmesi ve kullanılan materyallerin performanslarının araştırılacağı ileri klinik çalışmalar için daha anlamlı veriler elde etmek adına termal siklusa maruz bırakılmıştır (225). Çalışmamızda, örneklerin maruz bırakılacağı termal siklus sıcaklıkları ve döngü sayılarına karar veririliken daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurulmuştur, ancak literatürde taranan çoğu kesme bağlanma dayanıklılık çalışmasında termal siklus aşaması uygulanmamıştır (241-243). Literatürdeki kompozit restorasyonların kesme bağlanma dayanıklılığını inceleyen çoğu

çalışmadan farklı olarak termal siklus uygulaması yapılması, çalışmamızın avantajlarından biridir.

Restorasyonların kısa ve uzun dönem başarısını değerlendirmek için birçok klinik ve laboratuar testi yürütülmektedir (232). Restorasyonların ağız içindeki başarısını etkileyen en önemli faktörlerin başında da adeziv sistemlerin performansı gelmektedir. Adeziv sistemlerin yüksek bağlanma dayanımı, hasta motivasyonu ve iyi ağız hijyeni adeziv restorasyonun başarısının temelidir (222, 232). Adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığı *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda farklı kriterlerle değerlendirilmekte, *in vitro* çalışmalarda da kesme bağlanma dayanıklılığı, mikro-gerilim bağlanma dayanıklılığı gibi pek çok farklı test yöntemleri kullanılmaktadır. *İn vitro* dayanıklılık çalışmalarında oluşan rezin-dentin yıkımı, aynı bağlayıcının klinik olarak başarısızlığa uğrama süresine göre daha kısa sürede gerçekleşebilir. Bu durum bağlayıcı ara yüzey dayanıklılığının, restorasyonların klinik başarısında ikincil rol oynadığı anlamına da gelebilir (232). Kesme bağlanma kuvveti, bir restoratif materyal ile diş yüzeyi arasındaki bağı kırmak için gerekli olan en fazla kuvveti ifade etmektedir (222). Literatürde aynı adeziv sistemle yapılan *in vitro* çalışmalarda birbirinden çok farklı sonuçlar elde edilebildiği görülmektedir (244-247). Adeziv sistemlerle yapılan bağlanma dayanıklılığı çalışmalarından elde edilen bulguların çok farklı olmasında, araştırmacıların deneyimi, çalışma tasarımı, kafa hızı, test öncesi meydana gelen başarısızlıkların değerlendirmeye alınıp alınmaması, suda bekletme süresi, termal ve/veya mekanik yaşlandırma uygulanması, kullanılan rezin kompozit çeşidi, dentine uygulanan yüzey işlemleri, gruplardaki örnek sayıları, bağlanma yüzeylerindeki farklılıklar gibi pek çok faktör sayılabilir (232, 245, 248). Günümüzde bağlanma dayanıklılık testleri ile ilgili standart ve ayrıntılı bir protokol bulunmamaktadır. Bu nedenle de aynı materyal için farklı araştırmacılar farklı değerler elde edebilmektedir (232, 249). Çalışmamızda adeziv sistemlerin performansını değerlendirmek için; hızlı veri elde edilebilmesi, spesifik bir değişkenin detaylıca incelenmesine olanak sağlaması, çok sayıda deneysel grubun aynı anda karşılaştırılabilmesi ve nispeten daha ekonomik materyaller ve aletlerle çalışma imkanı sağlaması gibi avantajları (222) göz önüne alınarak, en sık tercih edilen testlerden biri olan kesme bağlanma dayanıklılığı testi uygulanmıştır. ISO önerilerine göre bağlanma dayanıklılık testlerinde cihazın kafa hızı 0,75$\pm$0,30 mm/dk olmalıdır (250).

Çalışmamızda, daha önce yapılan çalışmalar da referans alınarak kafa hızı 0,5 mm/dk olarak belirlenmiştir (229, 251, 252).

Bir diş pulpası, çürük, travma veya mekanik nedenler gibi pek çok sebepten dolayı açığa çıkabilir veya tam olarak ekspoz olmadan da tedavi ihtiyacı doğabilir (57). Bu durumda vital pulpa tedavileri uygulanarak, pulpa dokusu ağız ortamından gelebilecek mekanik, termal veya toksik etkilere karşı korunmuş olacaktır. Ayrıca günümüzde bu amaçla kullanılan biyoaktif materyaller yardımıyla pulpayı sadece korumakla kalmayıp bölgede tersiyer dentin oluşumu da desteklenmektedir (135). Derin çürük lezyonu olan veya travmaya uğramış bir dişin vitalitesini devam ettirmesi, uzun dönem prognozu açısından önem taşımaktadır. Pulpa canlılığının korunması restoratif diş hekimliğinin merkezinde yer alır ve dişe müdahale sayısını azaltarak 'restoratif siklus' dögüsünü kısaltmakta ve pulpanın gelişimsel, defansif ve propriyoseptif fonksiyonlarını sürdüren biyolojik temelli bir konsept sunmaktadır. Ayrıca vital pulpa tedavilerinin uygulanması, pulpektomi vey kök kanal tedavisinden teknik olarak daha kolay kabul edilmektedir (9, 253). Vital pulpa tedavilerinde kullanılan materyalin, biyoaktif, biyoindüktif ve antibakteriyel özelliklere sahip olduğundan emin olunmalıdır (254). Bu amaçla uzun yıllar boyu biyouyumlu ve antibakteriyel bir materyal olduğu kanıtlanmış olan ve direkt veya indirekt pulpa kaplaması tedavilerinde altın standart olarak kabul edilen kalsiyum hidroksit (57, 255); dayanıksız olması, uzun süreli çözünürlük direncinin düşük olması ve sonuç olarak mikrosızıntıya neden olması, dentine ve restoratif materyallere bağlanma dayanıklılığının düşük olması gibi dezavantajları nedeniyle pulpa kaplaması amacıyla farklı materyaller için bir arayış gelişmiştir (66). Kalsiyum silikat esaslı materyaller ve cam iyonomer simanlar son yıllarda restoratif diş hekimliğinde popüler olmuş olan biyoaktif taban maddeleridir.

Beltrami ve ark. (196), sığır kesici dişlerinde %37'lik asit uygulamasının altı üniversal adeziv ve iki self-etch adezivin kesme bağlanma dayanıklılığına etkisini araştırdıkları *in vitro* çalışmalarında, fosforik asitle pürüzlendirilen gruplarda ölçülen kesme bağlanma dayanıklılık değerlerinin, asit uygulanmayan gruplara kıyasla çok daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Aynı zamanda bu çalışmada ortofosforik asit uygulanan gruplar arasında adezivler bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırıldığında da anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu çalışmanın ve asitle pürüzlendirmenin bağlanmaya olan katkılarının sonuçları göz önüne alınarak,

çalışmamızda universal adezivler *etch-and-rinse* moduna uygulanmış, örnekler öncelikle 15 sn boyunca %37 ortofosforik asitle pürüzlendirildikten sonra adeziv uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

Restorasyonlardan önce diş dokusuna uygulanan biyoaktif taban maddelerinin farklı restoratif materyallere olan kesme bağlanma dayanıklılıklarının incelendiği çalışmalar literatürde tarandığında; MTA ve kompozit rezinlerin bağlanma dayanıklılığının araştırıldığı çok sayıda çalışma görülmüştür (233, 234, 236, 251, 256). Cam iyonomer simanların restoratif diş hekimliğinde kullanımının yaygınlaşmasından itibaren, geleneksel ve rezin modifiye tiplerinin diş dokusu veya kompozit rezinlere bağlanma dayanıklılıklarının değerlendirildiği çalışmalar da yapılmıştır (229, 257-259). *Theracal LC* ve *Biodentine*'in araştırıldığı çalışmaların ise daha sınırlı sayıda olduğu görülmüştür (235, 237, 260). MTA, cam iyonomer siman türevleri ve rezin içerikli kalsiyum silikat simanların ise bir arada karşılaştırıldığı, çekilmiş dişlerin kullanıldığı ve taban maddelerinin dentin kompleksiyle restoratif materyale bağlanma dayanıklılığının incelendiği bir çalışmaya bilgimiz dahilinde rastlanmamıştır. Bu nedenlerden dolayı, bu çalışmamızda pulpanın korunması amacıyla dişe uygulanan biyoaktif materyallerden MTA, Theracal LC, rezin modifiye cam iyonomer siman Riva LC ve geleneksel cam iyonomer siman Riva SC'nin ve bu biyoaktif materyalleri çevreleyen dentin dokusu ile birlikte oluşturduğu kompleksin nanohibrit üniversal kompozit rezine kesme bağlanma dayanıklılığı iki farklı üniversal sistem kullanılarak karşılaştırmalı olarak araştırılması planlanmıştır. Literatürde mevcut olan bu *in vitro* çalışmaların çok büyük çoğunluğu sadece materyallerle hazırlanmış örneklerin kullanıldığı, taban maddesinin veya restoratif materyalin doğal diş dokusuna bağlanma dayanıklılığının çalışma tasarımına dahil edilmediği çalışmalardır. Bu çalışmamızda, kompozit rezinin, dentin dokusu içerisine yapılan preparasyonlara uygulanan farklı dört taban maddesi ve çevresindeki dentin dokusunu içeren yüzey kompleksine olan bağlanma dayanıklılığının karşılaştırmalı olarak test edilmiş olması, klinik koşulları daha doğru şekilde yansıtmayı hedefleyen ve literatürdeki bu konuyla ilgili veri açığını kapatmaya yönelik bir adımdır.

Biyoaktif materyal olan cam iyonomer simanlar, diş dokusuna şelasyon yoluyla kendiliğinden bağlanabilmeleri, florür salımı etkisiyle antikaryojenik etkiye sahip olmaları ve pulpada minimal sitotoksik etki oluşturmaları gibi büyük avantajlara sahip olmaları sayesinde restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer edinmişlerdir (261). Avantajlarının yanı sıra,

dehidrasyona duyarlı olmaları, çözünürlüklerinin fazla, sertleşme sürelerinin uzun olması gibi nispeten zayıf fiziksel özelliklere sahip olmaları ve aşınma dirençlerinin düşük olması gibi mekanik özelliklerindeki eksiklikler araştırmacıları, günümüzde cam iyonomer simanların fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar yapmaya itmiştir (262). Geleneksel cam iyonomer simanların yüksek çözünürlük özelliğinin üstesinden gelmek için 1991 yılında, rezin modifiye cam iyonomer simanlar piyasaya sürülmüştür (106).

CİSlerin ve rezinin avantajları birleştirilerek elde edilen rezin modifiye bu materyal; mikrosızıntıya daha dirençli, florür salımı yapan, diş yapısına daha iyi adezyon sağlayan ve geleneksel CİSlere göre daha az çözünürdür (263). Bununla birlikte, HEMA içeriklerinin serbest bırakılmasının bir sonucu olarak RMCİSlerin biyouyumlulukları araştırılmış (264, 265) ve yapılan çalışmalar sonucu da geleneksel cam iyonomerlere kıyasla daha sitotoksik bulunmuştur. Huang ve ark. (266) kompozit, kompomer ve RMCİSin insan pulpa hücreleri üzerindeki sitotoksik etkilerini araştırdıkları çalışmalarında; sitotoksisitenin materyale göre değiştiğini, pulpa hücrelerine en sitotoksik restoratifin kompozit rezin olduğunu, çalışmada kullanılan materyaller arasında pulpa hücreleri üzerinde en olumlu sonuç bırakan materyalin ise RMCİS olduğunu rapor etmişlerdir. Aranha ve ark. (267) ise iki farklı rezin-modifiye cam iyonomer taban maddelerinin odontoblast hücreleri üzerindeki sitotoksisitesini incelemiştir ve her iki materyalinde farklı derecelerde sitotoksik etkilerinin olduğunu bulmuşlardır. Aynı şekilde kalsiyum silikat esaslı materyallerin dezavantajlarının ortadan kaldırılması için geliştirilen bir diğer materyal olan Theracal LC rezin içeriği nedeniyle sitotoksisite açısından birçok çalışmada araştırılmıştır(159-163) . Lee ve ark. (159), iki farklı MTA'nın ve *TheraCal LC'nin* köpeklerde yapılan parsiyel pulpotomi vakalarında pulpal cevapları karşılaştırdıkları çalışmalarında *TheraCal LC'nin* pulpal cevaplarda kullanılan materyaller arasında pulpa enflamasyonuna en çok neden olan materyal olduğunu bulmuşlardır ve bu durumu materyalin akrilik monomer rezin içeriğine bağlamışlardır. Jeanneau ve ark. (162), trikalsiyum silikatlara rezin eklenmesinin sonuçlarını araştırdıkları çalışmada *TheraCal LC* ve Biodentine'in pulpayla etkileşimi üzerine çalışmışlardır ve sonuç olarak *TheraCal LC'nin* pulpa fibroblastlarına toksik olduğunu, Biodentine'e göre daha yüksek enflamatuar etki ve daha düşük biyoaktif potansiyeli olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmanın preklinik sonuçlarına göre Jeanneau ve meslektaşları *TheraCal LC'nin* direkt pulpa kaplaması materyali olarak kullanılamayacağını bildirmişlerdir (162). Gopika ve ark. (268) TheraCal LC, Septocal LC ve Dycal ile direkt pulpa kaplaması

uygulamasının ardından pulpal cevapları karşılaştırdıkları randomize kontrollü klinik çalışmalarında, TheraCal LC ve Septocal LC'nin (hidroksiapatitli kalsiyum hidroksit), reperatif dentin oluşumunu indüklemede ve inflamatuar bir yanıt oluşturmada Dycal kadar etkili olduğunu bulmuşlardır. TheraCal LC'nin indirekt pulpa kaplama prosedürlerinde kullanımının sonucunu bildiren çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Süt dişlerinde indirekt pulpa kaplaması için kullanıldığında MTA ve TheraCal LC kullanımının ardından başarılı klinik (ağrı ve sinüs yolu yokluğu) ve radyografik (dış ve iç rezorbsiyon belirtisi yok ve dentin köprüsü mevcut) yalnızca bir randomize klinik çalışma rapor edilmiştir (269). Bu sonuçlar göze alındığında, her ne kadar biyoaktif özellikleriyle büyük avantajlar sağlasa da rezin içerikli materyaller olan Riva LC ve Theracal LC'nin dentin dokusu 0,5 mm'den daha inceyken veya direkt pulpa üzerine uygulanması beraberinde yan etkiler getirebilecektir ve klinik uygulama sırasında derin çürük lezyonlarında direk pulpa üzerine veya çürük doku bırakılmaksızın ince dentin kalınlığı mevcut olduğunda pulpaya yakın olan bölgelere uygulanırken dikkatli olunmalıdır.

Çalışmamızda kesme bağlanma dayanıklılığı en yüksek olan materyal Theracal LC olarak bulunmuştur. Theracal LC, kullanılan diğer üç materyalden belirgin olarak daha yüksek bir bağlanma dayanıklılığı gösterirken, diğer üç grup arasında da yine istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Rezin modifiye cam yonomer siman olan Riva LC bağlanma dayanıklılığı en yüksek ikinci materyal olurken, Riva SC ve MTA onu takip eden materyaller olmuştur.

Meraji ve Camilleri (270), Biodentine (Septodont, Saint Maur-des-Fosses, Fransa), Theracal LC (Bisco, Schaumburg, IL) ve Fuji IX (GC, Tokyo, Japonya) materyallerini dentin replasman materyalleri olarak kullandıkları ve sonrasında örneklere *etch-and-rinse* veya *self-etch* adeziv uyguladıktan sonra kompozit rezinle veya cam iyonomer simanla restorasyon yaptıkları çalışmalarının sonucu olarak; *Theracal LC* ile *etch-and-rinse* tekniğinin kompozitle kullanıldığı grupta en iyi bağlanma dayanıklılık kuvvetleri elde edilmiştir. Bu grubu takiben ise *Theracal LC* ile self-etch kullanılan kompozit grubu en iyi ikinci bağlanma dayanıklılık kuvveti değerlerini göstermiştir. *TheraCal LC*, kompozit veya cam iyonomer siman ile kullanıldığında *Biodentine*'den daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri göstermiştir. Ancak araştırmacılar, taban maddesi olarak *TheraCal LC*'nin kullanıldığı dişlerin restorasyonu için cam iyonomer simanların endike olmadığı sonucuna varmıştır. Meraji ve Camilleri'nin elde ettiği

bulgular, test edilen materyaller arasında en yüksek bağlanma dayanıklılığının *TheraCal LC*'ye ait olması açısından bizim çalışmamızla örtüşmektedir (270).

Deepa ve ark. (271), üniversal bir adeziv (Single Bond Universal) kullanarak kompozit rezinin *TheraCal LC, Biodentine* ve *Fuji II LC* olmak üzere üç farklı taban maddesine bağlanma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Kompozit rezinin *TheraCal LC* ve *Fuji II LC*'ye bağlanma kuvvetinin, üniversal adeziv uygulamasının ardından birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaksızın *Biodentine*'inkinden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. *TheraCal LC* ve *Fuji II LC* 'nin Biodentine'den daha yüksek bağlanma dayanıklılığına sahip olması, rezin içerikleriyle ve Biodentine'in polimerizasyon streslerine karşı koyabilmesi için en az 2 haftalık bir matürasyon süresine ihtiyacı olan daha pöröz bir materyal olmasıyla açıklanabilir (271). Bu çalışma kapsamında örneklerin üniversal test cihazında kırılmasını takiben başarısızlık modları da incelenmiş; *TheraCal LC* ve *Biodentine* gruplarında çoğunlukla koheziv başarısızlığa rastlanırken, RMCİS grubunda çoğunluk adeziv başarısızlık göstermiştir. *Theracal LC*'deki koheziv başarısızlık, düşük kütle dayanıklılığından kaynaklanmış olabilir. *Theracal LC*'nin düşük kütle dayanıklılığına rağmen içeriğindeki Ca^{2+}, Al^{3+}, Zr ve silikon iyonlarının adezivle oluşturduğu kuvvetli kimyasal bağlar RMCİS ile benzer bağlanma dayanıklılığı elde etmesine yardımcı olmuş olabilir (271). Bizim çalışmamızda ise *TheraCal LC* kullanılan örneklerin çoğunluğu adeziv başarsızılık gösterirken, RMCİS kullanılan örneklerde Deepa ve ark.'larının (271) çalışmasıyla uyumlu olacak şekilde en çok adeziv başarısızlık tespit edilmiştir. Odabaş ve ark. (272), Biodentine'in kompozite bağlanma dayanıklılığını iki farklı zaman aralığında (12 dakika ve 24 saat) farklı adeziv sistemler kullanarak araştırmışlardır. Aynı zaman aralığı için yapılan ölçümlerde adeziv sistemler arasında bir fark bulunamazken; iki zaman aralığı arasında, 12 dakikalık periyot için en düşük değerler etch-and-rinse kullanılan grupta, en yüksek değerler ise 24 saatlik periyotta 2 aşamalı self-etch adeziv kullanılan grupta görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre Odabaş ve ark. (272), Biodentine kullanıldığı durumlarda kompozit rezinin self-etch adeziv sistemlerle uygulanmasının daha iyi bağlanma dayanıklılık değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir.

Cantekin ve ark. (273), hazırladıkları Theracal LC ve MTA örneklerini, metakrilat bazlı kompozit, siloran bazlı kompozit ve cam iyonomer simanla birleştirip kesme bağlanma dayanıklılık değerlerini karşılaştırmışlardır. Elde edilen veriler sonucunda metakrilat bazlı

kompozit ve Theracal LC arasındaki bağlanma dayanıklılığının en yüksek ve cam iyonomer siman ve Theracal LC arasındaki bağlanma dayanıklılığının ise en düşük olduğunu ayrıca metakrilat esaslı kompozitin kullanıldığı Theracal LC ve MTA grupları arasında da Theracal LC lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edildiği görülmektedir. Bu çalışmanın ve bizim çalışmamızın sonuçları MTA ve Theracal LC'nin bağlanma dayanıklılıkları açısından uyuşmaktadır. Ayrıca bu çalışma, ışıkla sertleşen MTA olarak bilinen yeni pulpa kaplama materyali olan Theracal LC'nin, metakrilat bazlı kompozit ile kullanıldığında MTA'ya kıyasla klinik olarak kabul edilebilir ve daha yüksek kesme bağlanma dayanıklılık skorları gösterdiğini rapor etmiştir.

Çalışmamıza benzer bir çalışmayı Alzraikat ve ark. (237), çekilmiş insan dişi kullanmaksızın Theracal LC, MTA ve bir cam iyonomer simanın (Fuji IX) kompozit rezine bağlanma dayanıklılıklarını etch-and-rinse sistem ve tek aşamalı self-etch sistem kullanarak karşılaştırmıştır. Kullanılan her iki adeziv sistem için de Theracal LC en yüksek bağlanma dayanıklılığını, self etch adezivle kullanılan MTA grubu ise en düşük bağlanma dayanıklılığını göstermiştir. Theracal LC'nin bağlanma dayanıklılık skorları Fuji IX'dan daha yüksek olmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilememiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak RMCİS grubu test edilen taban maddeleri arasına dahil edilmemiştir ve insan dişi kullanılmadan materyallerin birbirine bağlanma dayanıklılıkları ölçülmüştür. Literatürde bizim çalışma tasarımımıza en çok benzeyen çalışmalardan biri olmakla beraber var olan farklılıklar da göz önüne alındığında çalışmaların sonuçlarının oldukça paralel olduğu görülmektedir.

Menon ve ark. (269), 4-7 yaş arası çocukların süt molarlarında yaptıkları indirekt pulpa kaplaması uygulamalarında MTA ve Theracal LC'yi randomize klinik bir çalışma süresince karşılaştırmışlardır. Her ikisi de kalsiyum silikat esaslı olan bu materyaller arasında yapılan analiz sonuçlarında MTA ve Theracal LC kullanılan dişlerde dentin kalınlığında radyografik olarak önemli bir artış tespit etmişlerdir ancak reperatif dentin oluşumu açısından her iki materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmanın sonucu olarak, hem MTA hem de Theracal LC'nin başarılı indirekt pulpa kaplama ajanları olduğu söylenebilir, ayrıca TheraCal LC'nin daha iyi manipülasyon özellikleri ve MTA ile karşılaştırılabilir reperatif dentin oluşturma yeteneği, bu materyalin restoratif prosedürlerde MTA'ya bir alternatif olarak kullanılabileceğini göstermektedir.

Piyasaya çıkan yeni kalsiyum-silikat esaslı materyaller arasında yer alan *Biodentine* (Septodont, Saint Maur-des-Fosses, Fransa), aslında MTA'nın pulpa kaplama materyali olarak varolan dezavantajlarının üstesinden gelmek için tanıtılan modifiye MTA benzeri bir materyaldir (78, 274). *Biodentine*; tozu bir kapsül içinde sunulan ve trikalsiyum silikat siman, zirkonyum oksit ve kalsiyum karbonattan oluşan, ampul içindeki likitinin içinde ise su, kalsiyum klorit ve su bazlı bir polimer bulunan kalsiyum silikat esaslı dentin yerine kullanılabilceği ileri sürülen taban maddesidir (275). İyi mekanik özelliklerinin yanı sıra mükemmel biyouyumluluk ve biyoaktif davranışa sahiptir (78). Ayrıca MTA'nın aksine yaklaşık 12 dakikada sertleşir ve dişlerde renk değişikliğine neden olmaz (78). Biodentine, MTA'ya benzer klinik kullanım endikasyonlarına sahiptir, ancak aynı zamanda belirli restoratif uygulamalarda da kullanılabilmektedir (276). 2009 yılında piyasaya çıktığından beri biyoaktivitesinden yararlanılmak üzere pulpa kaplama ajanı, pulpotomi medikamenti, endodontik tamir materyali veya dentin replasman materyali olarak kullanılan önemli bir biyoaktif taban maddesi olan Biodentine'in ekonomik sebepler nedeniyle çalışmamıza dahil edilememesi, bu çalışmanın en önemli sınırlaması olarak gösterilebilir.

Somani ve ark.'larının (229) 2016 yılında yürüttükleri *in vitro* çalışmada, dentin yüzeylerine bağlanan farklı cam iyonomer simanların kesme bağlanma dayanıklılıklarını test etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, rezin modifiye cam iyonomer simanın dentine bağlanma dayanıklılığı en yüksek, geleneksel cam iyonomer simanınki ise test edilen materyaller arasında en düşük bulunmuştur. Bu çalışmada sadece dentin ve cam iyonomer materyali arasındaki bağlanma kuvveti test edilmiş olsa da, çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile uyumludur. Işıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma dayanıklılığının geleneksel yönteme göre daha yüksek olması, geleneksel cam iyonomerin şelasyon mekanizması ve rezin sistemlerin adezyon mekanizmasının aynı materyal içinde birleşmiş olması olarak açıklanabilir. Materyal içine eklenen rezin güçlendirici bir ajan olarak rol oynar ve adezyonu güçlendirmenin yanı sıra materyalin başlangıç özellikleri, kırılma dayanıklılığı, çözünmeye karşı direnci gibi mekanik özelliklerini de desteklemektedir (277). Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomerle göre; ışıkla hızla sertleşmesi, daha kısa sertleşme süresine sahip olması, erken neme hassasiyetinin daha az olması, çalışma süresinin uzun olması, kırılma dayanıklılığının daha fazla olması ve gelişmiş mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması gibi

üstün avantajlara sahiptir (278). Geleneksel cam iyonomer simanın bu çalışmada ve bizim çalışmamızda da RMCİSlere göre daha düşük bağlanma dayanıklılığına sahip olması, başlangıç sertleşme süresinde ve devam eden matürasyon periyodunda nem ataklarına daha duyarlı olması, kırılmaya ve aşınmaya direncinin daha düşük olması ve çekme bağlanma dayanıklılığı, kırılganlık, kırılma tokluğu gibi mekanik özelliklerinin RMCİSlere göre daha aşağıda kalmasıyla açıklanabilir (116).

Altunsoy ve ark. (234) ise MTA ve Biodentine'in farklı akışkan kompozitlere bağlanma dayanıklılığını karşılaştırdıkları çalışmalarında sadece, MTA kullanılan bir grubun Biodentine kullanılan bir gruba göre anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanıklılığı gösterdiğini, diğer gruplar arasındaysa bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

Caneppele ve ark. (279), bizim çalışmamıza benzer şekilde kompozit rezinlerin altında pulpanın korunması amacıyla kullanılan dört farklı *linerın* kompozit uygulamasından sonra bağlanma dayanıklılığına etkisini sığır dişleri üzerinde araştırmıştır. Çalışmalarında, tek bir adeziv (Single Bond Üniversal) kullanarak, *liner* uygulanmayan kontrol grubu, rezin modifiye cam iyonomer siman *liner* (*Vitrebond Plus, 3M ESPE)*, ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit rezin *liner (Ultra-Blend Plus, Ultradent)* ve poliakrilik asit uygulamasını takiben geleneksel cam iyonomer siman liner (*Vidrion F, SSWhite)* grupları arasındaki bağlanma dayanıklılığını karşılaştıran araştırmacılar, en yüksek değerleri poliakrilik asit uygulamasını takiben geleneksel cam iyonomer siman liner grubunda elde ederken, ışıkla sertleşen kalsiyum hidroksit rezin liner uygulamasının bağlanma dayanıklılığını düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Bu çalışmada farklı adezivler karşılaştırılmaksızın kullanılan *liner*lar, çalışmamızdan farklı olsa da kaide materyallerinin kompozitle kombine uygulanarak bağlanma dayanıklılığının test edildiği literatürdeki sınırlı çalışmadan biri olmaktadır. Bu çalışmada, bizim çalışmamızdan farklı olarak RMCİS olan bir materyal değil dentine asit uygulamasıyla beraber kullanılan geleneksel CİS bir materyal daha yüksek bağlanma dayanıklılığına sahip olarak bulunmuştur. Çalışmada tek bir adeziv kullanılarak elde edilen sonuçlarda, çalışmamıza benzer olarak tüm kaide materyalleri arasında bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Ancak bağlanma dayanıklılığı daha yüksek olan grubun dentin yüzeyine poliakrilik asit uygulanmasının ardından kullanılan geleneksel cam iyonomer siman esaslı liner grubu olmasıyla çalışmamızdan farklı bir sonuca ulaşılmıştır.

Çalışmamızda, kompozit rezinin biyoaktif materyal ve dentin kompleksine olan bağlanma dayanıklılığı iki farklı üniversal adeziv kullanılarak karşılaştırılmıştır. Kullanılan Single Bond Üniversal (3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD) ve Prime&Bond Üniversal (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) üniversal adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda kullanılan üniversal adezivler seçilirken, Single Bond Üniversal (3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD) ve Prime&Bond Üniversal'in (Dentsply Sirona, Konstanz, Almanya) içeriklerindeki farklılıklar göz önüne alınan ilk kriter olmuştur. Prime&Bond Üniversal'den farklı olarak, kolajen liflerine bağlı kalsiyuma iyonik olarak bağlanan bir fosfat grubu aracılığıyla dentinle kimyasal bir bağ kurduğu gösterilen 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) fonksiyonel monomerini içeren Single Bond Üniversal'in, bu fonksiyonel monomer sayesinde, bu monomeri içermeyen üniversal adeziv sistemlere göre daha stabil bir adezyon kapasitesi olduğu ileri sürülmektedir (280, 281). Single Bond Üniversal, 10-MDP'nin yanında Prime&Bond Üniversal'den farklı olarak polialkenoik asit kopolimerini de içermektedir (282). Ayrıca Single Bond Üniversal, solvent olarak etanol içerirken, Prime&Bond Üniversal ise su bazlı bir adezividir. Adezivlerin içinde kullanılan solventlerin ana işlevi, monomerlerin demineralize dentinin kolajen ağına daha iyi penetre olmasını sağlamaktır (283). Su, iyonik bağları ve polar bileşikleri çözebilen, yüksek dielektrik sabiti olan güçlü bir polar çözücüdür ve çözünme kapasitesi, güçlü hidrojen bağları oluşturma potansiyeli ile belirlenir. (284). Ancak suyun yüksek kaynama sıcaklığı ve düşük buhar basıncı, bu solventi içeren adezivin uygulandıktan sonra adeziv solüsyondan uzaklaştırılmasının zor olduğu anlamına gelir (284). Benzer şekilde, etanol bazlı adezivlerde de, solventin hidrojen bağları oluşturma kapasitesi yüksektir ve adezivden suyu uzaklaştırmak kolay değildir (285). Bununla birlikte, çok daha düşük dielektrik sabiti ve suya kıyasla daha yüksek buhar basıncına sahip olması sayesinde etanol, havayla kurutma ile daha iyi buharlaşma sağlar (284). Genellikle etanol, yardımcı çözücü olarak su ile birlikte kullanılır. Literatürde, rezin-dentin arayüzünde kalan suyun üniversal adezivlerin performansını etkilediği ve solventlerin daha uzun süre buharlaşmasını sağlayarak su eliminasyonunun iyileştirilebileceği sonucuna varılmıştır (282). Solvent olarak farklı içeriklere sahip olan Single Bond Universal ve Prime&Bond Universal arasında, bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak farklı solventlerin bağlanma dayanıklılığına istatistiksel olarak anlamlı şekilde etki etmediği yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir (184, 286, 287). Ek

olarak, bu iki üniversal adeziv, yapılan literatür taramasında üzerine en çok çalışma yapılan adezivlerden olması avantajını da beraberinde getirmektedir (189, 286-288).

Kalyoncuoğlu ve ark. (289), 3 farklı üniversal adezivin (G-Premio Bond, GC, Tokyo, Japonya; Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, Minn., ABD; All-Bond Universal, Bisco Inc, Schaumburg, IL, ABD) bağlanma dayanıklılıklarının test edildiği çalışmalarında, adezivlerin bağlanma dayanıklılıkları 2 farklı kalsiyum silikat bazlı materyal (NeoMTA Plus ve ProRoot MTA) kullanılarak karşılaştırılmıştır. Test edilen adezivlerin hiçbirinin kalsiyum silikat esaslı materyallerden herhangi birine kesme bağlanma dayanıklılığında anlamlı bir fark bulamamıştır. Kalyoncuoğlu ve ark. çalışmalarında diş örnekleri kullanmamışlar ve sadece piyasadaki farklı iki MTA'nın kompozite olan bağlanma dayanıklılığını test etmişlerdir. Yürüttüğümüz çalışmamızla bir tane ortak adeziv sistem içerse de üniversal adezivlerin bağlanma dayanıklılığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması açısından örtüşmektedir. Kırılma tiplerinin de analiz edildiği bu çalışmada yine bizim çalışmamızla uyumlu şekilde, başarısızlık tiplerinin çoğunluğu koheziv olarak tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda mevcut olan 20 adet MTA örneğinin başarısızlık tiplerinin çoğunluğu koheziv başarısızlık olarak belirlenmiştir.

Jacker-Guhr ve ark. (290), farklı üniversal adezivlerin (Scotchbond Universal, Prime&Bond Elect, All-Bond Universal ve iBond Universal) hem mine hem de dentin örneklerine ortofosforik asitle pürüzlendirme uygulandığında ve uygulanmadığında meydana gelen kesme bağlanma dayanıklılık değerlerini karşılaştırmıştır. Çalışmanın dentin örnekleriyle elde edilen verileri göz önüne alındığında, sadece asit uygulanan gruplar içinde 4 farklı üniversal adeziv için anlamlı bir fark rapor edilmemiştir, asit uygulanmayan gruplarda ise sadece Scotchbond Universal ve iBond Universal arasında Scotchbond Universal lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmiştir. Çalışmamızın yöntemine göre kullanılan adeziv sistemler self-etch modunda değil, etch-and-rinse modunda uygulanmış ve bizim çalışmamızda da Jacker-Guhr ve ark.'larının asitle pürüzlendirme sonrası farklı adezivler arasında bağlanma dayanıklılığında anlamlı bir fark bulmamasıyla uyumlu bulgular elde edilmiştir.

Bu çalışmadan elde edilen verilere göre, test edilen dört farklı biyoaktif taban maddesi arasında bağlanma dayanıklılıkları arasında fark vardır ($p<0,001$). Test edilen iki farklı üniversal adeziv sistem ise bağlanma dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. Bu nedenle, üniversal adezivlerin bağlanma dayanıklılığında bir fark yaratmayacağını öngören ilk hipotez doğrulanmış, farklı taban maddelerinin, restorasyon materyalinin dentin ve biyoaktif materyal kompleksine bağlanma dayanıklılığına etki etmeyeceği yönündeki ikinci hipotez ise reddedilmiştir.

Bu çalışmanın kısıtlamaları, in vitro olarak planlanan ve yürütülen bir çalışma olması, uzun yıllar altın standart olarak kabul edilmiş kalsiyum hidroksit siman kullanılan bir kontrol grubu oluşturulmamış olması, güncel bir biyoaktif materyal olan Biodentine'in kaide materyalleri arasında çalışma tasarımına eklenmemiş olması sayılabilir.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, restoratif diş hekimliğinde sıklıkla uygulanan işlemler olan direkt veya indirekt pulpa kaplaması materyallerinin, rezin kompozite bağlanma dayanıklılığının karşılaştırması olarak önem taşımaktadır. Klinik uygulamalar sırasında tercih edilecek materyalin seçiminde fikir vermesi açısından önemli olabilmektedir. Ancak bu çalışmanın ve literatürdeki benzer çalışmaların sonuçları, *in vivo* çalışmalarla da desteklenerek en doğru bulgular elde edilmelidir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmanın sınırlamaları dahilinde;

1. Çalışmada test edilen iki farklı üniversal adeziv arasında farklı kaide materyalleri (Theracal LC, Riva LC, Riva SC ve BioMTA+) ve dentin kompleksine bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
2. Theracal LC test edilen diğer üç materyale göre anlamlı olarak daha yüksek kesme bağlanma dayanıklılığı göstermiştir.
3. Test edilen kaide materyalleri Theracal LC, Riva LC, Riva SC ve MTA arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Bağlanma dayanıklılık değerleri açısından sıralama yapmak gerekirse; Theracal LC > Riva LC > Riva SC > MTA şeklinde bir sıralama elde edilebilir.
4. Theracal LC ve Riva LC için adeziv başarısızlık, MTA için koheziv başarısızlık en yaygın görülen kırılma tipi olmuştur. Riva SC için ise adeziv ve koheziv kırılmaya eşit yüzdelerde rastlanmıştır.

Sonuç olarak, klinik açıdan farklı etkiler göstermekle birlikte aynı endikasyon amacıyla kullanılabilen farklı biyoaktif materyallerin diş dokularında indirekt veya direkt pulpa kaplama uygulamalarında kullanımında özellikle Theracal LC, Riva LC ve Riva SC'nin bağlanma dayanıklılıklarının kompozit rezinlerle beraber kullanılmak üzere uygun olduğu görülmüştür. Pulpa kaplama materyali olarak MTA uygulandıysa, kompozit rezin restorasyon yapılmadan önce MTA üzerine başka bir taban maddesi uygulaması klinik bir alternatif olarak düşünülebilir. Pulpa canlılığının korunmasını amaçlayan minimal invaziv biyolojik temelli tedavilerin geliştirilmesi, çağdaş restoratif diş hekimliğinin ana amacıdır. Bu çalışmanın sonucunda elde edilen veriler, test edilen materyallerin kendi avantaj ve dezavantajları dahilinde güvenilir materyaller olduğunu ortaya koymaktadır. İleri dönemde yapılacak uzun vadeli klinik çalışmalar pulpa kaplama ajanı olarak kullanılabilecek bu biyoaktif materyallerin kesin değerlendirmesi açısından önem taşımaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Ricketts D, Lamont T, Innes NP, Kidd E, Clarkson JE. Operative caries management in adults and children. Cochrane Database Syst Rev. 2013(3):CD003808.
2. Ferreira Zandona AG. Surgical Management of Caries Lesions: Selective Removal of Carious Tissues. Dent Clin North Am. 2019;63(4):705-13.
3. Twetman S. Prevention of dental caries as a non-communicable disease. Eur J Oral Sci. 2018;126 Suppl 1:19-25.
4. Ismail AI, Tellez M, Pitts NB, Ekstrand KR, Ricketts D, Longbottom C, et al. Caries management pathways preserve dental tissues and promote oral health. Community Dent Oral Epidemiol. 2013;41(1):e12-40.
5. Schwendicke F. Less Is More? The Long-Term Health and Cost Consequences Resulting from Minimal Invasive Caries Management. Dent Clin North Am. 2019;63(4):737-49.
6. Schwendicke F. Removing Carious Tissue: Why and How? Monogr Oral Sci. 2018;27:56-67.
7. Ricketts D, Innes N, Schwendicke F. Selective Removal of Carious Tissue. Monogr Oral Sci. 2018;27:82-91.
8. Kunert M, Lukomska-Szymanska M. Bio-Inductive Materials in Direct and Indirect Pulp Capping-A Review Article. Materials (Basel). 2020;13(5).
9. Bjorndal L, Simon S, Tomson PL, Duncan HF. Management of deep caries and the exposed pulp. Int Endod J. 2019;52(7):949-73.
10. Schwendicke F, Gostemeyer G, Gluud C. Cavity lining after excavating caries lesions: meta-analysis and trial sequential analysis of randomized clinical trials. J Dent. 2015;43(11):1291-7.
11. Weiner R. Liners and bases in general dentistry. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:11-22.
12. Wilson NH, Mjor IA. The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. J Dent. 2000;28(1):15-21.
13. Moberg M, Brewster J, Nicholson J, Roberts H. Physical property investigation of contemporary glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials. Clin Oral Investig. 2019;23(3):1295-308.
14. Arandi NZ, Rabi T. TheraCal LC: From Biochemical and Bioactive Properties to Clinical Applications. Int J Dent. 2018;2018:3484653.
15. Cao CY, Mei ML, Li QL, Lo EC, Chu CH. Methods for biomimetic remineralization of human dentine: a systematic review. Int J Mol Sci. 2015;16(3):4615-27.
16. Manuja N, Pandit IK, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2011;29(1):7-13.
17. Fontana M, Wolff M, Featherstone JD. Introduction to ICNARA 3. Adv Dent Res. 2018;29(1):3.
18. Fontana M, Gonzalez-Cabezas C. Evidence-Based Dentistry Caries Risk Assessment and Disease Management. Dent Clin North Am. 2019;63(1):119-28.
19. Fontana M. Nonrestorative Management of Cavitated and Noncavitated Caries Lesions. Dent Clin North Am. 2019;63(4):695-703.
20. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. Lancet. 2007;369(9555):51-9.
21. Anderson M. Risk assessment and epidemiology of dental caries: review of the literature. Pediatr Dent. 2002;24(5):377-85.

22. Featherstone JD, Adair SM, Anderson MH, Berkowitz RJ, Bird WF, Crall JJ, et al. Caries management by risk assessment: consensus statement, April 2002. J Calif Dent Assoc. 2003;31(3):257-69.
23. Fejerskov O, Escobar G, Jossing M, Baelum V. A functional natural dentition for all--and for life? The oral healthcare system needs revision. J Oral Rehabil. 2013;40(9):707-22.
24. Featherstone JD. The science and practice of caries prevention. J Am Dent Assoc. 2000;131(7):887-99.
25. Featherstone JD. The continuum of dental caries--evidence for a dynamic disease process. J Dent Res. 2004;83 Spec No C:C39-42.
26. Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. Caries Res. 2004;38(3):182-91.
27. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. J Dent Res. 2004;83 Spec No C:C35-8.
28. Rathee M, Sapra A. Dental Caries. StatPearls. Treasure Island (FL)2021.
29. A. T, Fejerskov. Textbook of Cariology. Copenhagen: Munksgaard Co; 1986.
30. Pitts NB, Stamm JW. International Consensus Workshop on Caries Clinical Trials (ICW-CCT)--final consensus statements: agreeing where the evidence leads. J Dent Res. 2004;83 Spec No C:C125-8.
31. Pitts NB. Are we ready to move from operative to non-operative/preventive treatment of dental caries in clinical practice? Caries Res. 2004;38(3):294-304.
32. Ismail AI. Visual and visuo-tactile detection of dental caries. J Dent Res. 2004;83 Spec No C:C56-66.
33. Innes. N, Frencken. J, et. a. Managing carious lesions; consensus recommendations on terminology. Br Dent J. 2016;220(10):514.
34. GV. B. The pathology of hard tissues of the teeth. Part III. Treatment of caries; in Operative Dentistry. . Medico-Dental Publishing, London. 1936;1.
35. Marsh PD. Dental plaque as a biofilm and a microbial community - implications for health and disease. BMC Oral Health. 2006;6 Suppl 1:S14.
36. Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW. The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions: a review of the evidence. J Am Dent Assoc. 2008;139(3):271-8; quiz 357-8.
37. Marshall GW, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall SJ. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. J Dent Res. 2001;80(8):1768-71.
38. Hevinga MA, Opdam NJ, Frencken JE, Truin GJ, Huysmans MC. Does incomplete caries removal reduce strength of restored teeth? J Dent Res. 2010;89(11):1270-5.
39. Tay FR, Pashley DH. Biomimetic remineralization of resin-bonded acid-etched dentin. J Dent Res. 2009;88(8):719-24.
40. Bertassoni LE, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. Mechanical recovery of dentin following remineralization in vitro--an indentation study. J Biomech. 2011;44(1):176-81.
41. Schwendicke F, Al-Abdi A, Meyer-Luckel H, Paris S. Pulpal Remineralisation of Artificial Residual Caries Lesions in vitro. Caries Res. 2015;49(6):591-4.
42. Schwendicke F, Frencken JE, Bjorndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, et al. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal. Adv Dent Res. 2016;28(2):58-67.

43. Stencel R, Kasperski J, Pakiela W, Mertas A, Bobela E, Barszczewska-Rybarek I, et al. Properties of Experimental Dental Composites Containing Antibacterial Silver-Releasing Filler. Materials 2018, 11, 1031. Materials (Basel). 2018;11(11).
44. Barszczewska-Rybarek I, Chladek G. Studies on the Curing Efficiency and Mechanical Properties of Bis-GMA and TEGDMA Nanocomposites Containing Silver Nanoparticles. Int J Mol Sci. 2018;19(12).
45. Schwendicke F, Kern M, Blunck U, Dorfer C, Drenck J, Paris S. Marginal integrity and secondary caries of selectively excavated teeth in vitro. J Dent. 2014;42(10):1261-8.
46. Schwendicke F, Kern M, Meyer-Lueckel H, Boels A, Doerfer C, Paris S. Fracture resistance and cuspal deflection of incompletely excavated teeth. J Dent. 2014;42(2):107-13.
47. Hesse D, Bonifacio CC, Mendes FM, Braga MM, Imparato JC, Raggio DP. Sealing versus partial caries removal in primary molars: a randomized clinical trial. BMC Oral Health. 2014;14:58.
48. European Society of Endodontology developed b, Duncan HF, Galler KM, Tomson PL, Simon S, El-Karim I, et al. European Society of Endodontology position statement: Management of deep caries and the exposed pulp. Int Endod J. 2019;52(7):923-34.
49. Brantley CF, Bader JD, Shugars DA, Nesbit SP. Does the cycle of rerestoration lead to larger restorations? J Am Dent Assoc. 1995;126(10):1407-13.
50. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. Caries Res. 2000;34(2):144-50.
51. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. J Adhes Dent. 2011;13(1):7-22.
52. Schwendicke F, Diederich C, Paris S. Restoration gaps needed to exceed a threshold size to impede sealed lesion arrest in vitro. J Dent. 2016;48:77-80.
53. Costa CA, Hebling J, Hanks CT. Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: a review. Dent Mater. 2000;16(3):188-97.
54. Schwendicke F, Dorfer CE, Paris S. Incomplete caries removal: a systematic review and meta-analysis. J Dent Res. 2013;92(4):306-14.
55. Corralo DJ, Maltz M. Clinical and ultrastructural effects of different liners/restorative materials on deep carious dentin: a randomized clinical trial. Caries Res. 2013;47(3):243-50.
56. Schwendicke F, Meyer-Lueckel H, Dorfer C, Paris S. Failure of incompletely excavated teeth--a systematic review. J Dent. 2013;41(7):569-80.
57. Hilton TJ. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. Oper Dent. 2009;34(5):615-25.
58. Arandi NZ. Calcium hydroxide liners: a literature review. Clin Cosmet Investig Dent. 2017;9:67-72.
59. Blum IR, Younis N, Wilson NH. Use of lining materials under posterior resin composite restorations in the UK. J Dent. 2017;57:66-72.
60. Duque C, Hebling J, Smith AJ, Giro EM, Oliveira MF, de Souza Costa CA. Reactionary dentinogenesis after applying restorative materials and bioactive dentin matrix molecules as liners in deep cavities prepared in nonhuman primate teeth. J Oral Rehabil. 2006;33(6):452-61.
61. Accorinte ML, Loguercio AD, Reis A, Carneiro E, Grande RH, Murata SS, et al. Response of human dental pulp capped with MTA and calcium hydroxide powder. Oper Dent. 2008;33(5):488-95.

62. Murray PE, About I, Franquin JC, Remusat M, Smith AJ. Restorative pulpal and repair responses. J Am Dent Assoc. 2001;132(4):482-91.
63. Murray PE, Windsor LJ, Smyth TW, Hafez AA, Cox CF. Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. Crit Rev Oral Biol Med. 2002;13(6):509-20.
64. Kim JR, Nosrat A, Fouad AF. Interfacial characteristics of Biodentine and MTA with dentine in simulated body fluid. J Dent. 2015;43(2):241-7.
65. Stangvaltaite L, Schwendicke F, Holmgren C, Finet M, Maltz M, Elhennawy K, et al. Management of pulps exposed during carious tissue removal in adults: a multi-national questionnaire-based survey. Clin Oral Investig. 2017;21(7):2303-9.
66. Cox CF, Subay RK, Ostro E, Suzuki S, Suzuki SH. Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping. Oper Dent. 1996;21(1):4-11.
67. Tyas MJ. Pulp protection under restorations--do you need a liner? Aust Endod J. 1998;24(3):104-8.
68. Hargreaves KM, Goodis HE, Seltzer S. Seltzer and Bender's Dental Pulp. Chicago, IL, USA: Quintessence Pub. Co.; 2002.
69. Simon S, Smith AJ, Lumley PJ, Cooper PR, Berdal A. The pulp healing process: from generation to regeneration. Endodontic Topics. 2012;26(1):41-56.
70. Mickenautsch S, Yengopal V, Banerjee A. Pulp response to resin-modified glass ionomer and calcium hydroxide cements in deep cavities: A quantitative systematic review. Dent Mater. 2010;26(8):761-70.
71. Gandolfi MG, Siboni F, Botero T, Bossu M, Riccitiello F, Prati C. Calcium silicate and calcium hydroxide materials for pulp capping: biointeractivity, porosity, solubility and bioactivity of current formulations. J Appl Biomater Funct Mater. 2015;13(1):43-60.
72. Camilleri J. Hydration characteristics of Biodentine and Theracal used as pulp capping materials. Dent Mater. 2014;30(7):709-15.
73. JL. F. Materials in dentistry: principles and applications. . 2nd edn. ed. Wilkins PLWa, editor2001.
74. K. A. Phillip's Science of Dental Materials. . 11th edn. ed: Philadelphia: WB Saunders; 2003.
75. Sakaguchi. R, Powers. J. Craig's restorative dental materials. . St. Louis: Elsevier/Mosby; 2012.
76. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. Pediatr Dent. 2015;37(2):116-24.
77. Weerheijm KL, de Soet JJ, van Amerongen WE, de Graaff J. The effect of glass-ionomer cement on carious dentine: an in vivo study. Caries Res. 1993;27(5):417-23.
78. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. Part I. J Esthet Restor Dent. 2014;26(1):14-26.
79. Zafar K, Jamal S, Ghafoor R. Bio-active cements-Mineral Trioxide Aggregate based calcium silicate materials: a narrative review. J Pak Med Assoc. 2020;70(3):497-504.
80. Kokubo T, Kushitani H, Sakka S, Kitsugi T, Yamamuro T. Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W. J Biomed Mater Res. 1990;24(6):721-34.
81. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod. 1995;21(7):349-53.
82. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. J Endod. 1999;25(3):197-205.

83. A D, WP S. Calcium Silicate Materials in Endodontics. Dental Update. 2014 Oct;41(8):15.
84. Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. Journal of Applied Chemistry and Biotechnology. 1971;21(11).
85. Wilson AD, Batchelor RF. Dental silicate cements. I. The chemistry of erosion. J Dent Res. 1967;46(5):1075-85.
86. Wilson AD. Glass-ionomer cement--origins, development and future. Clin Mater. 1991;7(4):275-82.
87. Mustafa HA, Soares AP, Paris S, Elhennawy K, Zaslansky P. The forgotten merits of GIC restorations: a systematic review. Clin Oral Investig. 2020;24(7):2189-201.
88. Smith DC. Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials. 1998;19(6):467-78.
89. Peng C, Yang Y, Zhao Y, Liu H, Xu Z, Zhao D, et al. Long-term treatment outcomes in immature permanent teeth by revascularisation using MTA and GIC as canal-sealing materials: a retrospective study. Int J Paediatr Dent. 2017;27(6):454-62.
90. Thomas B, Gupta K. In vitro biocompatibility of hydroxyapatite-added GIC: An SEM study using human periodontal ligament fibroblasts. J Esthet Restor Dent. 2017;29(6):435-41.
91. Nedeljkovic I, De Munck J, Slomka V, Van Meerbeek B, Teughels W, Van Landuyt KL. Lack of Buffering by Composites Promotes Shift to More Cariogenic Bacteria. J Dent Res. 2016;95(8):875-81.
92. Yan Z, Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Response to thermal stimuli of glass ionomer cements. Dent Mater. 2007;23(5):597-600.
93. Rodriguez-Farre E, Testai E, Bruzell E, De Jong W, Schmalz G, Thomsen M, et al. The safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users. Regul Toxicol Pharmacol. 2016;79:108-9.
94. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int. 1994;25(9):587-9.
95. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. J Funct Biomater. 2016;7(3).
96. Ellis J, Wilson AD. Polyphosphonate cements: a new class of dental materials. J Mater Sci Lett. 1990;9:1058-60.
97. Hill RG, Wilson AD. Some structural aspects of glasses used in ionomer cements1988.
98. S. C, G. LB, D. WA. Characterization of glass-ionomer cements 5. The effect of the tartaric acid concentration in the liquid component. Journal of Dentistry. 1979;7(4):304-12.
99. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. Dent Res J (Isfahan). 2013;10(4):411-20.
100. Wilson AD. Developments in glass-ionomer cements. Int J Prosthodont. 1989;2(5):438-46.
101. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. Biomaterials. 1998;19(6):485-94.
102. Hatton PV, Brook IM. Characterisation of the ultrastructure of glass-ionomer (poly-alkenoate) cement. Br Dent J. 1992;173(8):275-7.
103. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. Dent Mater. 1994;10(1):37-44.
104. Matsuya S, Maeda T, Ohta M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. J Dent Res. 1996;75(12):1920-7.

105. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. Gen Dent. 2012;60(6):e383-8.
106. Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res. 1991;70(1):72-4.
107. Aboush. Y, Torabzadeh. H. Clinical performance of Class II restorations in which resin composite is laminated over resin- modified glass-ionomer. Oper Dent. 2000;25:7.
108. Sennou HE, Lebugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface. Dent Mater. 1999;15(4):229-37.
109. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Munck J, van Landuyt K, Lambrechts P. Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface. J Dent. 2006;34:3.
110. Choi JY, Lee HH, Kim HW. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. J Mater Sci Mater Med. 2008;19(10):3287-94.
111. Forsten L. Short- and long-term fluoride release from glass ionomers and other fluoride-containing filling materials in vitro. Scand J Dent Res. 1990;98(2):179-85.
112. De Witte AM, De Maeyer EA, Verbeeck RM, Martens LC. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. Biomaterials. 2000;21(5):475-82.
113. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. J Mater Sci Mater Med. 1999;10(8):449-52.
114. Wilson. A, Nicholson. J. Acid-Base cements : their bio- medical and industrial applications.2005.
115. Yli-Urpo H, Lassila LV, Narhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. Dent Mater. 2005;21(3):201-9.
116. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. Dent Mater. 2000;16(2):129-38.
117. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. J Dent Res. 2010;89(1):82-6.
118. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. J Dent Res. 1993;72(8):1257-62.
119. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. J Endod. 2010;36(3):400-13.
120. Ford TR, Torabinejad M, Abedi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. J Am Dent Assoc. 1996;127(10):1491-4.
121. Bakland LK. Management of traumatically injured pulps in immature teeth using MTA. J Calif Dent Assoc. 2000;28(11):855-8.
122. Iwamoto CE, Adachi E, Pameijer CH, Barnes D, Romberg EE, Jefferies S. Clinical and histological evaluation of white ProRoot MTA in direct pulp capping. Am J Dent. 2006;19(2):85-90.
123. Camilleri J. Modification of mineral trioxide aggregate. Physical and mechanical properties. Int Endod J. 2008;41(10):843-9.
124. Zhu C, Ju B, Ni R. Clinical outcome of direct pulp capping with MTA or calcium hydroxide: a systematic review and meta-analysis. Int J Clin Exp Med. 2015;8(10):17055-60.
125. Torabinejad M, Hong CU, Lee SJ, Monsef M, Pitt Ford TR. Investigation of mineral trioxide aggregate for root-end filling in dogs. J Endod. 1995;21(12):603-8.

126. Rao A, Rao A, Shenoy R. Mineral trioxide aggregate--a review. J Clin Pediatr Dent. 2009;34(1):1-7.
127. Funteas UR, Wallace JA, Fochtman EW. A comparative analysis of Mineral Trioxide Aggregate and Portland cement. Aust Endod J. 2003;29(1):43-4.
128. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. A comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. Aust Endod J. 2004;30(3):89-92.
129. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. J Endod. 2006;32(3):193-7.
130. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, De Stefano Dorigo E, Rossi PL, Prati C. Kinetics of apatite formation on a calcium-silicate cement for root-end filling during ageing in physiological-like phosphate solutions. Clin Oral Investig. 2010;14(6):659-68.
131. CD. L. LEA's chemistry of cement and concrete. Physicochemical and mechanical properties of Portland cements. 4th ed. ed. PC H, editor1998. 343-420 p.
132. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. Dent Mater. 2005;21(4):297-303.
133. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. Dent Mater. 2008;24(2):149-64.
134. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. J Endod. 2005;31(2):97-100.
135. Camilleri J. The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. Int Endod J. 2008;41(2):151-7.
136. Camilleri J. Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. Int Endod J. 2010;43(3):231-40.
137. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. Int Endod J. 2010;43(9):782-91.
138. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. J Endod. 2006;32(5):425-8.
139. Reyes-Carmona JF, Felippe MS, Felippe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. J Endod. 2009;35(5):731-6.
140. Duarte MA, Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga Sde C. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;95(3):345-7.
141. Faraco IM, Jr., Holland R. Response of the pulp of dogs to capping with mineral trioxide aggregate or a calcium hydroxide cement. Dent Traumatol. 2001;17(4):163-6.
142. Aeinehchi M, Eslami B, Ghanbariha M, Saffar AS. Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. Int Endod J. 2003;36(3):225-31.
143. Nair PN, Duncan HF, Pitt Ford TR, Luder HU. Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. Int Endod J. 2008;41(2):128-50.
144. Laurent P, Camps J, About I. Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. Int Endod J. 2012;45(5):439-48.

145. Komabayashi T, Zhu Q, Eberhart R, Imai Y. Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. Dent Mater J. 2016;35(1):1-12.
146. Schembri M, Peplow G, Camilleri J. Analyses of heavy metals in mineral trioxide aggregate and Portland cement. J Endod. 2010;36(7):1210-5.
147. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. J Endod. 2006;32(6):569-72.
148. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. Int Endod J. 2012;45(6):571-9.
149. TheraCal LC safety data sheet. In: Bisco, editor. Federal Register (USA)2016. p. 1-7.
150. Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. J Endod. 2014;40(11):1846-54.
151. Yamamoto S, Han L, Noiri Y, Okiji T. Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. Int Endod J. 2017;50 Suppl 2:e73-e82.
152. Dawood AE, Parashos P, Wong RHK, Reynolds EC, Manton DJ. Calcium silicate-based cements: composition, properties, and clinical applications. J Investig Clin Dent. 2017;8(2).
153. Poggio C, Lombardini M, Colombo M, Beltrami R, Rindi S. Solubility and pH of direct pulp capping materials: a comparative study. J Appl Biomater Funct Mater. 2015;13(2):e181-5.
154. Makkar S, Kaur H, Aggarwal A, Vashisht R. A Confocal Laser Scanning Microscopic Study Evaluating the Sealing Ability of Mineral Trioxide Aggregate, Biodentine and Anew Pulp Capping Agent-Theracal. Dental Journal of Advance Studies. 2016;3(1):7.
155. Li X, De Munck J, Van Landuyt K, Pedano M, Chen Z, Van Meerbeek B. How effectively do hydraulic calcium-silicate cements re-mineralize demineralized dentin. Dent Mater. 2017;33(4):434-45.
156. Savas S, Botsali MS, Kucukyilmaz E, Sari T. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. Dent Mater J. 2014;33(6):764-9.
157. Poggio C, Arciola CR, Beltrami R, Monaco A, Dagna A, Lombardini M, et al. Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. ScientificWorldJournal. 2014;2014:181945.
158. Arias-Moliz MT, Farrugia C, Lung CYK, Wismayer PS, Camilleri J. Antimicrobial and biological activity of leachate from light curable pulp capping materials. J Dent. 2017;64:45-51.
159. Lee H, Shin Y, Kim SO, Lee HS, Choi HJ, Song JS. Comparative Study of Pulpal Responses to Pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in Dogs' Teeth. J Endod. 2015;41(8):1317-24.
160. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Ceci M, Dagna A, Chiesa M. In vitro antibacterial activity of different pulp capping materials. J Clin Exp Dent. 2015;7(5):e584-8.
161. Hebling J, Lessa FC, Nogueira I, Carvalho RM, Costa CA. Cytotoxicity of resin-based light-cured liners. Am J Dent. 2009;22(3):137-42.
162. Jeanneau C, Laurent P, Rombouts C, Giraud T, About I. Light-cured Tricalcium Silicate Toxicity to the Dental Pulp. J Endod. 2017;43(12):2074-80.
163. Bakhtiar H, Nekoofar MH, Aminishakib P, Abedi F, Naghi Moosavi F, Esnaashari E, et al. Human Pulp Responses to Partial Pulpotomy Treatment with TheraCal as Compared with Biodentine and ProRoot MTA: A Clinical Trial. J Endod. 2017;43(11):1786-91.

164. Petrolo F, Comba A, Scansetti M, Alovisi M, Pasqualini D, Berutti E, et al. Effects of light-cured MTA like material on direct pulp capping. Dental Materials. 2014;30.
165. Cannon M, Gerodias N, Viera A, Percinoto C, Jurado R. Primate pulpal healing after exposure and TheraCal application. J Clin Pediatr Dent. 2014;38(4):333-7.
166. B. D. Kompozit Restorasyonlar: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. ; 2011.
167. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38.
168. Perez-Mondragon AA, Cuevas-Suarez CE, Suarez Castillo OR, Gonzalez-Lopez JA, Herrera-Gonzalez AM. Evaluation of biocompatible monomers as substitutes for TEGDMA in resin-based dental composites. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2018;93:80-7.
169. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. J Calif Dent Assoc. 2009;37(6):389-98.
170. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:59-66.
171. M. Ç, H. U. Posterior Kompozit Uygulamaları. Posterior Bölge Estetik Restorasyonlar. Türkiye Klinikleri. 2019:1-7.
172. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. Dent Mater. 2009;25(6):810-9.
173. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. Clin Oral Investig. 2009;13(4):427-38.
174. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig. 2003;7(2):63-70.
175. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigao J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2019;107(6):2121-31.
176. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. Oper Dent. 2003;28(5):647-60.
177. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:31-44.
178. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater. 2011;27(1):17-28.
179. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent. 2003;28(3):215-35.
180. Cardoso MV, Moretto SG, Carvalho RC, Russo EM. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. Braz Oral Res. 2008;22(2):170-5.
181. Perdigao J. New developments in dental adhesion. Dent Clin North Am. 2007;51(2):333-57, viii.
182. Schwendicke F, Gostemeyer G, Blunck U, Paris S, Hsu LY, Tu YK. Directly Placed Restorative Materials: Review and Network Meta-analysis. J Dent Res. 2016;95(6):613-22.
183. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. J Dent. 2012;40(6):475-84.
184. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. J Dent. 2013;41(5):404-11.

185. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. J Dent. 2015;43(7):765-76.
186. Antoniazzi BF, Nicoloso GF, Lenzi TL, Soares FZ, Rocha Rde O. Selective Acid Etching Improves the Bond Strength of Universal Adhesive to Sound and Demineralized Enamel of Primary Teeth. J Adhes Dent. 2016;18(4):311-6.
187. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? Compend Contin Educ Dent. 2015;36(1):15-26; quiz 8, 40.
188. Perdigao J, Swift EJ, Jr. Universal Adhesives. J Esthet Restor Dent. 2015;27(6):331-4.
189. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Hayakawa S, Okihara T, De Munck J, et al. Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. Dent Mater. 2013;29(8):888-97.
190. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res. 2004;83(6):454-8.
191. Sezinando A, Serrano ML, Perez VM, Munoz RA, Ceballos L, Perdigao J. Chemical Adhesion of Polyalkenoate-based Adhesives to Hydroxyapatite. J Adhes Dent. 2016;18(3):257-65.
192. Sezinando A, Perdigao J, Ceballos L. Long-term In Vitro Adhesion of Polyalkenoate-based Adhesives to Dentin. J Adhes Dent. 2017;19(4):305-16.
193. Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RH, et al. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. Oper Dent. 2008;33(1):79-88.
194. McLean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS. Enamel Bond Strength of New Universal Adhesive Bonding Agents. Oper Dent. 2015;40(4):410-7.
195. Diniz AC, Bandeca MC, Pinheiro LM, Dos Santosh Almeida LJ, Jr., Torres CR, Borges AH, et al. Influence of Different Etching Modes on Bond Strength to Enamel using Universal Adhesive Systems. J Contemp Dent Pract. 2016;17(10):820-5.
196. Beltrami R, Chiesa M, Scribante A, Allegretti J, Poggio C. Comparison of shear bond strength of universal adhesives on etched and nonetched enamel. J Appl Biomater Funct Mater. 2016;14(1):e78-83.
197. Suda S, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Nojiri K, Nagura Y, Takamizawa T, et al. Comparison of enamel bond fatigue durability between universal adhesives and two-step self-etch adhesives: Effect of phosphoric acid pre-etching. Dent Mater J. 2018;37(2):244-55.
198. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. Dent Mater. 2010;26(2):e24-37.
199. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. Oper Dent. 2013;38(4):E1-E25.
200. Elkaffas AA, Hamama HHH, Mahmoud SH. Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. Restor Dent Endod. 2018;43(3):e29.
201. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. J Dent. 2014;42(5):603-12.
202. Manfroi FB, Marcondes ML, Somacal DC, Borges GA, Junior LH, Spohr AM. Bond Strength of a Novel One Bottle Multi-mode Adhesive to Human Dentin After Six Months of Storage. Open Dent J. 2016;10:268-77.

203. Lezaja Zebic M, Dzeletovic B, Miletic V. Microtensile bond strength of universal adhesives to flat versus Class I cavity dentin with pulpal pressure simulation. J Esthet Restor Dent. 2018;30(3):240-8.
204. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater. 2010;26(2):e100-21.
205. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16(4):158-65.
206. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. J Dent Res. 2001;80(7):1605-14.
207. J. DM, M. P, A. P, A. M, A. VE, B. VM. Literature review on factors affecting the bond strength to enamel/dentin. 2009.
208. J. DM, A. M, A. P, A. VE, G. VM. Testing bond strength. A review of the literature. In: Academy of Dental Materials 2009 Abstract.
. 2009.
209. ISO. Dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Technical specification no. 11405. 2003.
210. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. 1995;11(2):117-25.
211. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res. 1997;76(6):1298-307.
212. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? J Adhes Dent. 1999;1(1):57-67.
213. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. Dent Mater. 2010;26(2):e38-49.
214. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater. 1995;11(2):126-31.
215. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 1994;10(4):236-40.
216. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. J Adhes Dent. 2008;10(1):7-16.
217. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent. 1999;1(4):299-309.
218. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. J Dent Res. 2012;91(4):351-7.
219. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel DD, Watanabe H, Erickson RL, et al. Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. J Dent. 2015;43(12):1416-27.
220. Pongprueksa P, De Munck J, Karunratanakul K, Barreto BC, Van Ende A, Senawongse P, et al. Dentin Bonding Testing Using a Mini-interfacial Fracture Toughness Approach. J Dent Res. 2016;95(3):327-33.
221. Armstrong S, Breschi L, Ozcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to

dentin/enamel using micro-tensile bond strength (muTBS) approach. Dent Mater. 2017;33(2):133-43.
222. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-32.
223. Heintze SD, Thunpithayakul C, Armstrong SR, Rousson V. Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of Class V restorations. Dent Mater. 2011;27(2):114-25.
224. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res. 2005;84(12):1160-4.
225. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. 1999;27(2):89-99.
226. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. Dent Mater. 2005;21(11):999-1007.
227. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. J Adhes Dent. 1999;1(3):211-8.
228. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc. 2007;138(12):1599-603.
229. Somani R, Jaidka S, Singh DJ, Sibal GK. Comparative Evaluation of Shear Bond Strength of Various Glass Ionomer Cements to Dentin of Primary Teeth: An in vitro Study. Int J Clin Pediatr Dent. 2016;9(3):192-6.
230. Kidd EA. How 'clean' must a cavity be before restoration? Caries Res. 2004;38(3):305-13.
231. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. J Adhes Dent. 2007;9(1):7-10.
232. N. T. İn Vitro Bağlanma Dayanım Testleri ile Klinik Çalışmalar
Arasındaki İlişki. EÜ Dişhek Fak Derg. 2013;34(2):9.
233. Ajami AA, Jafari Navimipour E, Savadi Oskoee S, Abed Kahnamoui M, Lotfi M, Daneshpooy M. Comparison of shear bond strength of resin-modified glass ionomer and composite resin to three pulp capping agents. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2013;7(3):164-8.
234. Altunsoy M, Tanriver M, Ok E, Kucukyilmaz E. Shear Bond Strength of a Self-adhering Flowable Composite and a Flowable Base Composite to Mineral Trioxide Aggregate, Calcium-enriched Mixture Cement, and Biodentine. J Endod. 2015;41(10):1691-5.
235. Colak H, Tokay U, Uzgur R, Uzgur Z, Ercan E, Hamidi MM. The effect of different adhesives and setting times on bond strength between Biodentine and composite. J Appl Biomater Funct Mater. 2016;14(2):e217-22.
236. Savadi Oskoee S, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S. Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. J Dent (Tehran). 2014;11(6):665-71.
237. Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, Burrow MF. Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. Dent Mater J. 2016;35(6):881-7.

238. Astvaldsdottir A, Dagerhamn J, van Dijken JW, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranaeus S, et al. Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review. J Dent. 2015;43(8):934-54.
239. Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Ozcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. J Dent Res. 2016;95(9):985-94.
240. Bedran-Russo A, Leme-Kraus AA, Vidal CMP, Teixeira EC. An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth-Adhesive Interface. Dent Clin North Am. 2017;61(4):713-31.
241. Alkhudhairy FI, Ahmad ZH. Comparison of Shear Bond Strength and Microleakage of Various Bulk-fill Bioactive Dentin substitutes: An in vitro Study. J Contemp Dent Pract. 2016;17(12):997-1002.
242. Hursh KA, Kirkpatrick TC, Cardon JW, Brewster JA, Black SW, Himel VT, et al. Shear Bond Comparison between 4 Bioceramic Materials and Dual-cure Composite Resin. J Endod. 2019;45(11):1378-83.
243. Schmidt A, Schafer E, Dammaschke T. Shear Bond Strength of Lining Materials to Calcium-silicate Cements at Different Time Intervals. J Adhes Dent. 2017;19(2):129-35.
244. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. J Adhes Dent. 2005;7(4):297-302.
245. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, et al. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. Dent Mater. 2005;21(2):110-24.
246. de Silva AL, Lima DA, de Souza GM, dos Santos CT, Paulillo LA. Influence of additional adhesive application on the microtensile bond strength of adhesive systems. Oper Dent. 2006;31(5):562-8.
247. Ulker M, Ozcan M, Sengun A, Ozer F, Belli S. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010;93(1):175-84.
248. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. J Adhes Dent. 2010;12(5):343-71.
249. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. Dent Mater. 2013;29(1):59-84.
250. 11405; SIIT. Dental Materials Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure. 2003.
251. Doozaneh M, Koohpeima F, Firouzmandi M, Abbassiyan F. Shear Bond Strength of Self-Adhering Flowable Composite and Resin-modified Glass Ionomer to Two Pulp Capping Materials. Iran Endod J. 2017;12(1):103-7.
252. Nujella BP, Choudary MT, Reddy SP, Kumar MK, Gopal T. Comparison of shear bond strength of aesthetic restorative materials. Contemp Clin Dent. 2012;3(1):22-6.
253. Smith AJ. Pulpal responses to caries and dental repair. Caries Res. 2002;36(4):223-32.
254. Witherspoon DE. Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives--permanent teeth. Pediatr Dent. 2008;30(3):220-4.
255. Baume LJ, Holz J. Long term clinical assessment of direct pulp capping. Int Dent J. 1981;31(4):251-60.
256. Shin JH, Jang JH, Park SH, Kim E. Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. J Endod. 2014;40(8):1210-6.

257. Cehreli ZC, Akca T, Altay N. Bond strengths of polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement to primary dentin. Am J Dent. 2003;16 Spec No:47A-50A.
258. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. Aust Dent J. 2008;53(4):325-31.
259. Arora V, Kundabala M, Parolia A, Thomas MS, Pai V. Comparison of the shear bond strength of RMGIC to a resin composite using different adhesive systems: An in vitro study. J Conserv Dent. 2010;13(2):80-3.
260. Tulumbaci F, Almaz ME, Arikan V, Mutluay MS. Shear bond strength of different restorative materials to mineral trioxide aggregate and Biodentine. J Conserv Dent. 2017;20(5):292-6.
261. Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. J Appl Oral Sci. 2006;14 Suppl:10-3.
262. Ching HS, Luddin N, Kannan TP, Ab Rahman I, Abdul Ghani NRN. Modification of glass ionomer cements on their physical-mechanical and antimicrobial properties. J Esthet Restor Dent. 2018;30(6):557-71.
263. Aratani M, Pereira AC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Compressive strength of resin-modified glass ionomer restorative material: effect of P/L ratio and storage time. J Appl Oral Sci. 2005;13(4):356-9.
264. Souza PP, Aranha AM, Hebling J, Giro EM, Costa CA. In vitro cytotoxicity and in vivo biocompatibility of contemporary resin-modified glass-ionomer cements. Dent Mater. 2006;22(9):838-44.
265. Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. Dent Mater. 2008;24(12):1702-8.
266. Huang FM, Chang YC. Cytotoxicity of resin-based restorative materials on human pulp cell cultures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002;94(3):361-5.
267. Aranha AM, Giro EM, Souza PP, Hebling J, de Souza Costa CA. Effect of curing regime on the cytotoxicity of resin-modified glass-ionomer lining cements applied to an odontoblast-cell line. Dent Mater. 2006;22(9):864-9.
268. J. GG, S. R, C. U, et. a. Histological evaluation of human pulp capped with light-cured calcium based cements: a randomized controlled clinical trial. International Journal of Scientific Reports. 2017;3(5):8.
269. Menon NP, Varma BR, Janardhanan S, Kumaran P, Xavier AM, Govinda BS. Clinical and radiographic comparison of indirect pulp treatment using light-cured calcium silicate and mineral trioxide aggregate in primary molars: A randomized clinical trial. Contemp Clin Dent. 2016;7(4):475-80.
270. Meraji N, Camilleri J. Bonding over Dentin Replacement Materials. J Endod. 2017;43(8):1343-9.
271. Deepa VL, Dhamaraju B, Bollu IP, Balaji TS. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to three different liners: TheraCal LC, Biodentine, and resin-modified glass ionomer cement using universal adhesive: An in vitro study. J Conserv Dent. 2016;19(2):166-70.
272. Odabas ME, Bani M, Tirali RE. Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. ScientificWorldJournal. 2013;2013:626103.
273. Cantekin K. Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. J Clin Pediatr Dent. 2015;39(2):143-8.

274. Jefferies S. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. Part II. J Esthet Restor Dent. 2014;26(1):27-39.
275. Franz A, Konradsson K, Konig F, Van Dijken JW, Schedle A. Cytotoxicity of a calcium aluminate cement in comparison with other dental cements and resin-based materials. Acta Odontol Scand. 2006;64(1):1-8.
276. Koubi G, Colon P, Franquin JC, Hartmann A, Richard G, Faure MO, et al. Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. Clin Oral Investig. 2013;17(1):243-9.
277. E. P, RCR. dC, E. M. Shear bond strength of glass ionomer cements to dentin. Effects of dentin depth and type of material activation. Rev Odontol Univ Sao Paulo. 1997;11.
278. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. Ann Stomatol (Roma). 2014;5(1):15-22.
279. Caneppele TM, Bresciani E, Da Silva Avila DM, Barcellos DC, Pucci CR. Effect of Lining Materials on Shear Bond Strength for Composite Restorations In Vitro. Int J Periodontics Restorative Dent. 2017;37(1):137-43.
280. Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability-A Systematic Review. Materials (Basel). 2019;12(5).
281. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, et al. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. Oper Dent. 2015;40(3):282-92.
282. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? J Dent. 2015;43(5):525-36.
283. Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. Dent Mater. 2002;18(8):603-8.
284. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials. 2007;28(26):3757-85.
285. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Suchko M, Grodin E, Agee K, et al. Effects of residual ethanol on the rate and degree of conversion of five experimental resins. Dent Mater. 2009;25(5):621-8.
286. Dua D, Dua A, Anagnostaki E, Poli R, Parker S. Effect of different types of adhesive systems on the bond strength and marginal integrity of composite restorations in cavities prepared with the erbium laser-a systematic review. Lasers Med Sci. 2021.
287. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. J Dent Res. 2012;91(4):376-81.
288. Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, et al. Paucity of Nanolayering in Resin-Dentin Interfaces of MDP-based Adhesives. J Dent Res. 2016;95(4):380-7.
289. E. K, C. K, D. A, N. G. The Bond Strength of Universal Adhesives with Different Acidities to Calcium Silicate-Based Materials. . Clinical and Experimental Health Sciences. 2021;11:1.
290. Jacker-Guhr S, Sander J, Luehrs AK. How "Universal" is Adhesion? Shear Bond Strength of Multi-mode Adhesives to Enamel and Dentin. J Adhes Dent. 2019;21(1):87-95.

8. EKLER

EK-1: Tez Çalışması ile ilgili Etik Kurul İzni

EK-2: Tez Çalışması Orijinallik Raporu

ÜNİVERSAL ADEZİVLERİN FARKLI BİYOAKTİF MATERYAL VE DENTİN KOMPLEKSİNE BAĞLANMA DAYANIKLILIĞINA ETKİSİ

ORİJİNALLİK RAPORU

%7	%6	%3	%2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
2	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	%1
3	www.journalagent.com İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	<%1
5	Zeynep Bilge KÜTÜK, Canan ÖZTÜRK, Reza SOLEIMANI, Filiz YALÇIN ÇAKIR, Sevil GÜRGAN. "Clinical Performance of a Glass Hybrid Restorative in Extended Size Class 2 Preparations", Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2020 Yayın	<%1
6	openaccess.hku.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
7	Submitted to Okan Ãniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI: DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	Dt. Yasemin Çakmakçı
HALEN GÖREVİ: Araştırma Görevlisi YAZIŞMA ADRESİ: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD. Sıhhıye/Ankara TELEFON: E-POSTA:	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2012-2017	Yüksek Lisans	Başkent Üniversitesi	Diş Hekimliği
2018-2021	Diş Hekimliğinde Uzmanlık	Hacettepe Üniversitesi	Restoratif Diş Tedavisi

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
2018-2021	Araş. Gör.	Restoratif Diş Tedavisi AD	Hacettepe Üniversitesi

4. ÇALIŞMA ALANLARI

ÇALIŞMA ALANI	ANAHTAR SÖZCÜKLER
Restoratif Diş Tedavisi	Çürük, dental materyaller, kompozit rezin

5. SON 5 YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

1. Attar N, **Çakmakçı Y**. Aktif çürüklü bireylerin tedavisi. Attar N, editör. Günümüz Restoratif Diş Hekimliğinde Çürük Yönetimi. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2021. p.46-53.