



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMLERİN
FARKLI PULPA KAPLAMA
MATERYALLERİNE MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra BALTACIOĞLU

Uzmanlık Tezi

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Trabzon- 2018





TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**UNİVERSAL ADEZİV SİSTEMLERİN
FARKLI PULPA KAPLAMA
MATERYALLERİNE MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Esra BALTACIOĞLU

Uzmanlık Tezi

Dr. Öğr. Üyesi Güneş BULUT EYÜBOĞLU

Trabzon- 2018

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışım olmadığını beyan ederim.

29.03.2018

Esra BALTACIOĞLU

(İmza)

İTHAF

Uzmanlık tezimi benim bugünlere gelmem için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili annem Havva BALTACIOĞLU'na, sevgili babam Abdülkadir BALTACIOĞLU'na ve biricik kardeşlerim Semih BALTACIOĞLU ve Melih BALTACIOĞLU'na ithaf ederim



TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezimde kullandığım malzemelerin temininde THD-2017-7020 proje koduyla destek veren Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Koordinasyon Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimimde engin bilgi ve tecrübeleri ile yardımlarını ve desteğini esirgemeyen, her konuda sonsuz anlayış sahibi olan değerli danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve yaklaşımları ile hep yardımcı ve destek olan değerli hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Tuğba SERİN KALAY'a, Sayın Doç. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Karşılıksız ve koşulsuz sevgi ve ilgiyle her zaman yanımda olan sevgili annem Havva BALTACIOĞLU'na, sevgili babam Op. Dr. Abdülkadir BALTACIOĞLU'na, canım kardeşlerim Semih BALTACIOĞLU'na ve Melih BALTACIOĞLU'na,

Desteklerini hep yanımda hissettiğim canım teyzelerim Ayşe BALTACI'ya , Saliha BALTACIOĞLU'na ve Asiye BALTACI'ya,

Tezimin deney aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen Makine Mühendisliği'nden Araş. Gör. Harun YANAR'a,

Berber çalışmaktan mutluluk duyduğum arkadaşlarım Dt. Pınar NAİBOĞLU, Dt. Ayça OLGUN, Dt. Beyza ZAIM, Dt. Hasan Fatih YAVUZ, Dt. Esmahan OKUR, Dt. Hatice ERYUVA, Dt. Tuğçe Ecem AKTAŞ SÜTLÜ, Dt. Dilara Nil TOMRUKÇU başta olmak üzere tüm arkadaşlarıma ve tüm kürsü personeline,

En içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Araş. Gör. Dt. Esra BALTACIOĞLU

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL ve ONAY

BEYAN

İTHAF

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

viii

ŞEKİLLER DİZİNİ

ix

KISALTMALAR ve SİMGELER

x

1. ÖZET

1

2. SUMMARY

3

3. GİRİŞ ve AMAÇ

5

4. GENEL BİLGİLER

7

4.1. Vital Pulpa Tedavileri

7

4.1.1. İndirekt Pulpa Kaplaması

8

4.1.2. Direkt Pulpa Kaplaması

10

4.2. Pulpa Kaplama Materyalleri

12

4.2.1. Kalsiyum Hidroksit

13

4.2.2. Çinkooksit Öjenol Siman (ZOE)

16

4.2.3. Hidroksiapatit

16

4.2.4. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler

16

4.2.5. Dentin Adezivleri

17

4.2.6. Kalsiyum Fosfat

17

4.2.7. Cam İyonomerler / Resin Modifiye Cam İyonomerler

17

4.2.8. Büyüme Faktörleri

17

4.2.9. Enzimler, Matriks Komponentleri, Hormonlar

17

4.2.10. Biyodentin

18

4.2.11. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

18

4.2.11.1. MTA'nın Kimyasal Yapısı

18

4.2.11.2. MTA'nın Fiziksel Özellikleri

19

4.2.11.3.	MTA'nın Kullanım Alanları	24
4.2.11.4.	MTA'nın Avantajları	24
4.2.11.5	MTA'nın Dezavantajları	25
4.2.12.	Theracal LC	25
4.2.13.	Apacal Art	26
4.3.	Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	27
4.3.1.	Adezyon	27
4.3.1.1.	Mine Adezyonu	28
4.3.1.2.	Dentin Adezyonu	28
4.3.2.	Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması	29
4.3.2.1.	Total Etch (Etch and Rinse) Sistemler	29
4.3.2.2.	Self Etch Sistemler	31
4.3.2.3.	Universal (Multimode) Sistemler	33
4.4.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	34
5.	GEREÇ ve YÖNTEM	36
5.1.	Çalışmada Kullanılan Materyaller	36
5.2.	Örneklerin Hazırlanması	38
5.3.	Makaslama Bağlanma Dayanımının Ölçülmesi	40
5.4.	Örneklerin Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi	41
5.5.	İstatistiksel Analiz	41
6.	BULGULAR	42
6.1.	Kaplama Materyalleri / Adeziv Ajan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	42
6.2.	Kaplama Materyalleri için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	44
6.3.	Herbir Adeziv Sistem için Farklı Kaplama Materyallerinin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi	47
6.4.	Stereomikroskop Görüntülerinin Kırılma Tiplerine Göre Dağılımı	48
7.	TARTIŞMA	52
8.	SONUÇ ve ÖNERİLER	60
9.	KAYNAKLAR	61
10.	EKLER	71

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller, üretim numaraları ve uygulama aşamaları	37
Tablo 2: Kaplama materyali / adeziv ajan makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)	42
Tablo 3: İki yönlü ANOVA etkileşim tablosu	43
Tablo 4: MTA grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi	44
Tablo 5: Theracal LC grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi	45
Tablo 6: Apacal Art grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi	46
Tablo 7: Adeziv sistemler için kaplama materyallerinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi	47
Tablo 8: Kaplama materyali gruplarının kırılma tiplerinin dağılımı	48

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1: Kaplama materyallerine ait makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)	43
Şekil 2: MTA gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı	49
Şekil 3: Theracal LC gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı	50
Şekil 4: Apacal Art gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı	51



KISALTMALAR ve SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

AMTA	MTA Angelus
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
BMP	Kemik Morfojenik Protein
Ca	Kalsiyum
GMTA	Gri MTA
GPDM	Gliserolfosfat Dimetakrilat
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
IRM	Geçici Restoratif Materyal
MMP	Matriks Metalloproteinaz
Mpa	Megapaskal
MTA	Mineral Trioksit Agregat
PEGDMA	Polietilen Glikol Dimetakrilat
PS	Portland Siman
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TGFβ1	Transforme Edici Faktör β 1
UDMA	Üretan Dimetakrilat
WMTA	Beyaz MTA
ZOE	Çinkooksit Öjenol
10-MDP	10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat

Simgeler

%	Yüzde
±	Artı Eksi
<	Küçüktür
>	Büyüktür
°C	Santigrat Derece
cm	Santimetre
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
sn	Saniye
dak	Dakika

1. ÖZET

Universal Adeziv Sistemlerin Farklı Pulpa Kaplama Materyallerine Makaslama Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Bu çalışmada pulpa kaplama materyalleri olan ProRootMTA, Theracal LC ve Apacal Art'nin; farklı adeziv sistemler (total etch, self etch, universal sistemler) kullanılarak makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi amaçlandı. Hazırlanan 240 adet akrilik bloğun tam ortasına 5 mm çapında, 2 mm derinliğinde silindirik kavite oluşturuldu. Pulpa kaplama materyalleri üreticilerin talimatları doğrultusunda, hazırlanan kavite yüzeylerine kaviteyi tamamen örtecek şekilde uygulandı (n=80). Her bir pulpa kaplama materyali grubuna total etch sistemler (Optibond FL, Single Bond 2), self etch sistemler (Clearfil S3 Bond, All Bond SE, Clearfil SE Bond) ve universal sistemler (Universal Bond Quick, Prime Bond Universal, Single Bond Universal) üreticilerin talimatları doğrultusunda n=10 olacak şekilde uygulandı. Hazırlanan yüzeylere kompozit uygulanmasından sonra örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerleri Instron cihazında belirlendi.

En düşük bağlanma dayanım değerleri MTA grubunda gözlenmiş olup diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). En yüksek bağlanma dayanım değerleri Apacal Art grubunda gözlenmiş olup; Theracal LC ile kıyaslandığında, self etch sistemler hariç aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). Tüm kaplama materyalleri içinde en düşük değerler Universal Bond Quick'te gözlemlendi. MTA gruplarında en yüksek bağlanma değerleri total etch sistemlerde gözlemlendi fakat self etch ve universal sistemlerin değerleri, bu değerlere yakın bulundu ($p>0.05$). Theracal LC grubunda en yüksek değerler self etch sistemlerde gözlemlendi ($p<0.05$). Apacal Art grubunda en yüksek değerler total etch sistemlerde gözlenmiş olup bağlanma dayanım değerleri universal sistemlere yakın bulundu ($p>0.05$).

Bu in vitro çalışmanın bulgularına göre teknik hassasiyeti düşük olan universal sistemlerin pulpa kaplama tedavisinde kullanılması kabul edilebilir bağlanma dayanımı göstermiş olup bu bulguların klinik çalışmalarla da desteklenmesi önerilir.

Anahtar sözcükler: Adeziv sistemler, Makaslama bağlanma dayanımı, Mineral Trioksit Agregat, Pulpa kaplaması, Theracal LC



2. SUMMARY

Evaluation of the Bond Strengths of Universal Adhesive Systems to Different Pulp Capping Materials

In this study, it was aimed to evaluate the shear bond strengths of pulp capping materials that of ProRootMTA, Theracal LC and Apacal Art using different adhesive systems (total etch, self etch, universal systems). In the middle of the prepared a total of 240 acrylic blocks, cylindrical cavities of 5 mm in diameter and 2 mm in depth were formed. The pulp capping materials were applied on the prepared cavity surfaces according to the manufacturer's instructions (n = 80). Total Etch systems (Optibond FL, Single Bond 2), self etch systems (Clearfil S3 Bond, All Bond SE, Clearfil SE Bond) and universal systems (Universal Bond Quick, Prime Bond Universal, and Single Bond Universal) were applied to each pulp capping material group, in the direction of the manufacturer's instructions to be n = 10. After composite resin applying procedures, shear bond strength values of prepared specimens were determined in Instron device.

The lowest shear bond strength values were observed in the MTA group and there was a statistically significant difference between the other groups ($p < 0.05$). The higher shear bond strength values were observed in Apacal Art group; compared with Theracal LC, there was a statistically significant difference ($p < 0.05$) except for self etch systems. The lowest values of all capping materials were observed on the Universal Bond Quick. The highest shear bond strength values in MTA groups were observed in total etch systems, but shear bond strength values of self etch and universal systems were similar to those values ($p > 0.05$). The highest shear bond strength values in the Theracal LC group were observed in self etch systems ($p < 0.05$). In the Apacal Art group, the highest shear bond strength values were observed in total etch systems and the shear bond strength values were similar to universal systems ($p > 0.05$).

According to the findings of this in vitro study, the use of universal systems with less sensitive technique in the treatment of pulp capping showed acceptable shear bond strength values and it is suggested that these findings of this in vitro study are supported by clinical studies.

Keywords: Adhesive systems, Shear bond strength, Mineral Trioxide Aggregate, Pulp capping, Theracal LC



3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dişin vitalitesi pulpa dokusunun sağlıklı olmasıyla sürdürülür. Derin çürük lezyonlarının tedavisinde hasar gören pulpanın korunması vital pulpa tedavileriyle sağlanır. Restoratif diş hekimliğinde vital pulpa tedavilerinde amaç; çürük, travmatik yaralanma veya başka nedenlerle etkilenmiş diş pulpasının canlılığını devam ettirmek ve sağlam kalan diş yapısını desteklemektir (1). Pulpa kaplaması, örtülmesi veya kuafajı olarak tanımlanan bu tedavide; pulpa biyouyumlu bir materyalle kapatılarak, tersiyer dentin oluşumu (kalsifiye köprü formasyonu) sağlanır. Pulpa kaplaması tedavisinde; kaplama materyalinin özellikleri, hastanın yaşı, bakteri kontaminasyonunun engellenmesi ve kavitenin dezenfekte edilebilmesi tedavinin prognozunu etkiler (2).

Geçmişten günümüze, pulpa kaplama tedavisinde kullanılan birçok pulpa kaplama materyali vardır. Uzun yıllardır altın standart olarak bilinen kalsiyum hidroksit [$\text{Ca}(\text{OH})_2$] (3), en çok kullanılan materyal olmuştur. Mükemmel antibakteriyel özelliktedir. Yapılan bir çalışmada kalsiyum hidroksitin enfekte pulpaya yerleştirildikten bir saat sonra mikroorganizma oranını %100 düşürdüğü gözlenmiştir (4). Ancak kalsiyum hidroksit çözünürlüğü yüksek olan bir materyaldir ve dentin köprüsü oluşumunu çözünerek sağlar. Bağlanma özelliği olmadığından pulpa üzerinde zayıf bir örtme sağlar (1). Bu durum klinisyenleri daha sızdırmaz ve sert materyallerin arayışına yönlendirmiştir. Direkt pulpa kaplamasında; geçen yıllarda kullanılmaya başlanan MTA, daha sızdırmaz ve dayanıklı bir materyal olup bir çok özelliğiyle ilgi çekicidir. Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, bizmut oksit içerikli (3, 5) bu materyalin kalsiyum hidroksite göre daha iyi dentin köprüsü oluşturduğu, uzun süreli hasta takiplerinde daha başarılı sonuçlar verdiği gözlenmiştir (6). Ancak MTA'nın uygulama zorluğu, sertleşme süresinin uzun olmasına bağlı olarak daimi restorasyon için iki seans gerektirmesi, pahalı olması gibi dezavantajları mevcuttur (1, 5). Theracal LC ve Apacal Art ışıkla sertleşen rezin içerikli kalsiyum hidroksitli patlar olup, uygulama sonrasında ek seans gerektirmemeleri yönüyle, vital pulpa tedavilerinde MTA'ya alternatif olarak düşünülmektedir. Theracal LC ile ilgili yapılan bir çalışmada ProRootMTA ve Dycal (kalsiyum hidroksit)'a göre daha çok Ca

iyonu saldığı ve çözünebilirliğinin bu materyallerden daha düşük olduğu gözlenmiştir (7).

Vital pulpa tedavilerinde kullanılan adeziv ajanın özelliği tedavinin başarısını etkileyen önemli faktörler arasındadır. Bu tedavilerde sıklıkla kullandığımız adeziv sistemler; total etch ve self etch sistemlerdir. Yapılan çalışmalarda total etch sistemlerin makaslama bağlanma dayanım değerlerinin self etch sistemlere göre daha yüksek olduğu gözlenmiştir (8, 9). Ancak total etch sistemlerin teknik hassasiyeti yüksektir ve postoperatif hassasiyet riskleri fazladır (10-12). Bu durum bizi teknik hassasiyeti düşük olan universal sistemleri araştırmaya yönlendirmiştir. Çalışmamızın amacı; çeşitli universal adeziv sistemlerin MTA, Theracal LC ve Apacal Art gibi farklı içeriklere sahip pulpa kaplama materyallerine makaslama bağlanma dayanım değerlerinin belirlenmesi ve bu değerlerin total etch ve self etch adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanım değerleriyle kıyaslanarak incelenmesidir. Bu doğrultuda çalışmanın hedefleri şunlardır;

- 1- Klinik olarak teknik hassasiyeti düşük ve uygulaması kolay olan universal adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanım değerlerini belirlemek ve bu değerleri total etch / self etch adeziv sistemlerle kıyaslamak,
- 2- Universal sistemlerin klinik olarak başarısı hakkında fikir sahibi olmak,
- 3- Uygulama kolaylığı ve hekim-hasta açısından zaman kazanımı sağlayan universal sistemlerin, pulpa kaplama tedavisindeki bağlanma dayanımı hakkında fikir sahibi olunmasıyla ileride yapılacak olan in vitro ve klinik çalışmalara ışık tutmaktır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Vital Pulpa Tedavileri

Diş çürüğü, en sık görülen diş hastalığıdır. Diş çürüğünün dentindeki ilerlemesinin durdurulmaması pulpal nekroza ve nekroz sonucu diş kayıplarına neden olmaktadır. Buna bağlı olarak yapılacak kanal tedavisi veya diş çekimi sonrası yapılacak implant tedavisi daha invaziv ve pahalı tedavilerdir. Bu durum hasta ve hekim konforunu olumsuz etkiler. Bundan dolayı derin dentin çürüklerinin tedavisinde diş vitalitesini korumak önemlidir (1). Dişin vitalitesini idame ettirmeye yönelik yapılan tedaviler vital pulpa tedavileri olarak adlandırılır. Vital pulpa tedavilerinin amacı; çürük, travma, restoratif prosedürler veya anatomik anomalilerden kaynaklanan pulpa ekspozlarında, pulpanın vitalitesini korumasını sağlamaktır (2). Pulpanın vitalitesinin korunması; kavitede pulpaya en yakın yere biyouyumlu, tamir dentini oluşumunu uyuracak bir materyal yerleştirilmesiyle sağlanır. Bu materyale pulpa kaplama materyali denir.

Pulpa kaplaması tedavisinin başarısında; uygulanacak tedavi şekli ve kaplama materyalinin özellikleri önem taşımaktadır. Pulpa kaplama materyali iyi bir örtücülükle mikrosızıntıyı engellemelidir. Mikrosızıntı sonucu görülebilecek komplikasyonlar; postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürükler, pulpal inflamasyon, pulpal nekroz, periodontal hastalıklar ve zamanla endodontik tedaviye duyulan gereksinimdir (13).

Uygulanacak tedavi şeklinin seçiminde; çürük uzaklaştırıldıktan sonra kalan dentin kalınlığı ve kavitenin en derin noktasının pulpaya uzaklığı büyük önem taşımaktadır. Kalan dentin kalınlığının fazlalığı odontoblastların hayatta kalma oranını artırarak hücrel aktiviteyi artırır (14, 15).

Tedavi sonrası klinik ve radyografik olarak başarı kriterleri şunlardır (14);

1. Spontan ağrının olmaması.
2. Perküsyon ve palpasyonda ağrı olmaması.
3. Fistül olmaması, yumuşak dokuda şişlik ve anormal mobilite gözlenmemesi.

4. İnterradiküler ve periapikal bölgede radyolusensi olmaması, patolojik internal ve eksternal kök rezorpsiyonu olmaması.
5. Genç hastalarda apeksogenesiz ile kök gelişimine olanak sağlaması.

Vital pulpa tedavileri şunlardır (16);

- İndirekt pulpa kaplaması
- Direkt pulpa kaplaması
- Yüzeysel pulpatomi
- Servikal pulpatomi

4.1.1. İndirekt Pulpa Kaplaması

Derin ve pulpaya yakın çürük lezyonu olan, herhangi bir pulpa dejenerasyonu veya periapikal lezyon içermeyen dişlerin tedavisinde; çürük temizleme aşamasında veya travma görmüş dişlerde, pulpa ağız ortamına açılmadığında uygulanan bir yöntemdir. Çürük temizlemesi esnasında pulpal perforasyondan kaçınmak amacıyla bir kısım etkilenmiş demineralize dentin bırakılır ve bu dokunun üstü biyoyumlu bir kaplama materyaliyle örtülür (17). Bu materyal; dentin köprüsü oluşumunu stimüle etmeli ve çürüğün ilerlemesini durdurmalıdır (18).

İndirekt pulpa kaplaması tedavisinin uygulanabileceği klinik durumlar (19);

1) Anamnez

- Termal stimülasyonla ilgili ağrı varsa,
- Spontan ağrı yoksa,

2) Klinik Muayene

- Derin dentinde aktif çürük lezyonu mevcutsa,
- Klinik olarak pulpa ekspozu, fistül, periodontal dokularda şişlik, anormal diş mobilitesi yoksa,

- Spontan ağrı, baskıda hassasiyet gibi irreversibl pulpitisin klinik semptomları yoksa,

- Komşu dişetin görünümü normal ise,

- Dişin rengi normal ise,

3) Radyografik Muayene

- Periapikal bölgede radyolusensi yoksa, periodontal aralık ince ise, irreversibl pulpitis belirtisi olan pulpa patolojisi ve nekrozu yoksa indirekt pulpa kaplaması tedavisi uygulanabilir.

Geniş çürüklü dişlerde çürük uzaklaştırılması esnasında pulpa perforasyonu riski varsa indirekt pulpa kaplaması tedavisi düşünülür. İndirekt pulpa kaplaması tedavisi; tek aşamalı ve iki aşamalı (stepwise teknik) olmak üzere ikiye ayrılır. Tek aşamalı sistemde; çürük temizlenmesini takiben, perforasyonu engellemek amacıyla pulpaya yakın bölgede bir kısım etkilenmiş demineralize dentin bırakılıp bu bölge kaplama materyaliyle örtülür. Tercihe göre kaplama materyalinin üstüne kaide yapıldıktan sonra sızdırmaz bir daimi restorasyon yapılır. Tekrar dolguyu kaldırıp, kavite açımı söz konusu değildir. Dişin klinik ve radyografik takibi yapılır. Yapılan bir araştırmada pulpaya 1 mm'ye kadar yaklaşılması güvenilir kabul edilmiş, 0,5 mm'den az dentin kalınlığının ise patolojik değişimlere neden olduğu gözlenmiştir (20).

İki aşamalı sistemde (stepwise tekniği); çürük dentin dokusu kaldırılır, pulpaya 1 mm kadar yakın alanda çürük dentin bırakılır. Böylece pulpal perforasyon riskinin önüne geçilmiş olur. Kaplama materyali derin dentin yüzeyine uygulandıktan sonra kavite geçici dolgu maddesiyle kapatılır. 6-8 hafta aralıklarla 6 ay boyunca takip edilir. Sekonder dentin oluşumu gözlenince kalan çürük dokusu da kaldırılır ve daimi restorasyon yapılır. Bu yöntemde direkt pulpa kaplamasına göre pulpa ekspoz riskinin daha düşük olduğu gözlenmiştir (21).

İndirekt pulpa kaplaması tedavisinden beklenen yararlar şunlardır (22);

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

Çürüğün parsiyel temizlenmesi, tamamının temizlenmesine göre daha başarılı sonuçlar göstermiştir. Bundan dolayı çürüğün tamamen kaldırılmasına ihtiyaç duyulmamaktadır (1). Ancak iki aşamalı sistemde geçici dolgunun ağızda unutulma ve zamanla mikrosızıntı yapma riski vardır. Bazı otoriteler tek aşamalı tedaviyi, iki aşamalı tedaviye tercih etmektedirler (14).

4.1.2. Direkt Pulpa Kaplaması

Derin ve pulpaya yakın çürük lezyonu olan, herhangi bir pulpa dejenerasyonu veya periapikal lezyon içermeyen dişlerin tedavisinde çürük temizleme aşamasında veya travma görmüş dişlerde, pulpa ağız ortamına açıldığında uygulanan bir yöntemdir. Mekanik nedenlerle pulpası açılan perfore dişlerin vitalitesini koruma şansı, çürük kaynaklı oluşan perforasyonlardan daha yüksektir (1). Burada önemli nokta açılan pulpada kanama kontrolünü sağlayabilmektir. Kanamanın durdurulamaması; inflamasyonun var olduğunu ve tamir kapasitesinin az olduğunu gösterir. Ayrıca kanama varlığı nemli, kontaminasyona müsait bir alan oluşturarak ve yeterli örtücülüğün sağlanmasını engelleyerek mikrosızıntılara yol açar. Kanama kontrolü; çeşitli solüsyonlara emdirilen pamuk peletlerle sağlanır. Bu solüsyonlara örnek olarak izotonik, sodyum hipoklorit (%0.12-%5.25), hidrojen peroksit, ferrik sülfat ve klorheksidin verilebilir (1).

Sodyum hipokloritin; mükemmel antibakteriyel özelliği ve kanama durdurucu etkisi vardır. Ancak pulpal dokularda sitotoksik etki göstererek inflamasyona yol açabilir. Buna rağmen pulpa kaplama tedavisinde hemostatik ajan olarak kullanılan sodyum hipoklorit; efektif, güvenilir, ucuz bir tedavi sağlar. %30 oranında Hidrojen peroksit (superoxol), hemostatik ajan olarak kullanılabilir. Klorheksidin,

antibakteriyeldir ancak kanamayı durdurmada sodyum hipoklorit kadar efektif değildir. Ferrik sülfatın ise postoperatif ağrıya neden olduğu gözlenmiştir. Sitotoksitesi düşük, pulpal dokulara en uyumlu ajanların izotonik ve kalsiyum hidroksitli solüsyonlar olduğu gözlenmiştir (1, 2).

Perfore alana sodyum hipoklorit emdirilen pamuk pelet yerleştirildikten sonra 5-10 dak içinde kanama kontrolü sağlanmalıdır (2, 23). Kanama kontrolü sağlandıktan sonra mikrosızıntıyı engelleyecek şekilde biyouyumlu kaplama materyali yerleştirilir. Daimi restorasyon yapılarak tedavi bitirilir. Tedavinin amacı, dişin canlılığını devam ettirmektir. Tedavi sonrasında hassasiyet, ağrı, şişlik gibi postoperatif semptomlar olmamalıdır. Eksternal-internal kök rezorpsyonları veya furkasyon-apikalde radyolusensi gözlenmemelidir. Tamir dentini oluşmasıyla pulpanın iyileşmesi beklenir (17).

Direkt pulpa kaplamasında başarıyı etkileyen faktörler şunlardır (22);

*Lokal Faktörler

- Perforasyon büyüklüğü,
- Pulpaya uygulanan basınç,
- Dentinin kurutulması,
- Pulpa dokusu yüzeyinin tahribatı,
- Dentin parçacıklarının pulpa dokusu içine girmesi,
- Kanama miktarı ve pıhtı oluşumu,
- Perforasyon alanının konumu,
- Tükürük bulaşması,
- Marjinal sızıntı,

*Sistemik Faktörler

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

Direkt pulpa kaplamasında 5 yıl sonra başarı oranı %37, 10 yıl sonra başarı oranı %13 iken; indirekt pulpa kaplamasında 10 yıl sonra başarı oranı %86 olarak bulunmuştur (24).

4.2. Pulpa Kaplama Materyalleri

İdeal bir pulpa kaplama materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (18);

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

4.2.1. Kalsiyum Hidroksit

Geçmişten günümüze kadar pulpa kaplama tedavisinde pek çok pulpa kaplama materyali kullanılmıştır. Kalsiyum hidroksit, uzun yıllardır pulpa kaplama tedavisinde altın standart olarak kullanılmaktadır (3). Diş hekimliğinde ilk kez 1920'lerde Hermann tarafından kullanılmıştır (2, 18). Beyaz, kristal yapıda, çözündüğü zaman kalsiyum ve hidroksil iyonlarına ayrılan, yüksek alkali (pH=11) bir birleşiktir (25). Suda çözünürlüğü düşüktür ancak sıcaklık arttıkça çözünürlüğü artar. Alkolde çözünmez (26, 27). Dentin ve pulpanın korunmasında, endodontik tedavide irrigasyonda, dezenfeksiyonda, periapikal hastalıkların tedavisinde, kök kırıklarında, apeksifikasyon ve apeksogenezis tedavilerinde, intrakoronal beyazlatma tedavisinden sonra asidik ortamın alkali ortama çevrilmesinde uygulanır (22).

Schröder ve Granath'a göre; kalsiyum hidroksit patının pulpayla temasıyla üç tabaka oluşur (28, 29);

- Obliterasyon zonu: Kalsiyum hidroksite en yakın tabaka olup; kalsiyum hidroksit parçaları, kan pigmentleri, kan pıhtısı içerir. Uygulama esnasında oluşan basınç sonucu oluşur.

- Likefaksiyon (Erime) nekrozu zonu: Meydana gelen kimyasal zararlar sonucu gözlenir. Bu tabakada plazma proteinleri, hidroksil iyonları tarafından parsiyel olarak nötralize edilmiştir. Böylece derin dokularda daha zayıf kimyasal etki gözlenir ve bu tabakanın altında koagülasyon nekrozu zonu oluşur.

- Koagülasyon nekrozu zonu: Kalsiyum hidroksitin etkisi zayıflamış olup, koagülasyon nekrozuyla birlikte tromboz görülür. Bu tabakada mineralizasyon 'distrofik kalsifikasyon' oluşumuyla başlar. Mineral artışı, canlı dokularda yeni kollajen formasyonunu sağlar. Yapılan bir çalışmada koagülasyon nekrozundan sonra oluşan kalsifikasyonda 30. günde köprü formasyonu oluşmaya başlamış, formasyonun tamamlanması yaklaşık 60 gün sürmüştür (30).

Kalsiyum hidroksitin canlı ve ölü dokular üzerinde etkileri farklıdır. Canlı dokuya uygulanan kalsiyum hidroksit, ortamdaki CO₂ ile birlikte kalsiyum karbonat oluşturur ve sınırlı bir nekrotik alan meydana getirir (28). Canlı dokuya temasıyla salınan

kalsiyum (Ca^+) ve hidroksil (OH^-) iyonları, reperatif dentinogenezisi indükler ve dentin köprüsü formasyonunu oluşturur. Hidroksil iyonlarının artması ekspoze pulpa dokularının pH'sını yükselterek tedavi başarısını artırır. Başlangıçta bu yüksek pH, pulpa dokularında 2 mm derinliğinde lokalize nekrotik alanlara neden olur (26, 31). Kalsiyum hidroksitin bu kostik etkisi yaklaşık 2 hafta sonra bölgeye pulpa hücrelerinin migrasyonuna neden olur ve pulpanın tamir mekanizmaları stimüle olur. Nekrotik bölgeye hücre migrasyonu odontoblast benzeri hücre diferansiyasyonu ile başlar. Bu bölgede alkali pH'nın devam etmesi sonucu; fibroblastlar ve enzim sistemleri stimüle olur, dentin formasyonu sağlanır ve kalsifiye dentin köprüsü oluşumu gözlenir (25, 32).

Ayrıca yüksek pH, osteoklastlardan salınan laktik asiti nötralize ederek dentinin mineral yapısını korur ve alkalen fosfataz aktivitesini artırarak sert doku formasyonunu sağlar. Alkalen fosfataz; alkali ortamda salınan ve sert dokularda mineralizasyonu sağlayan bir enzimdir (26). Stanley ve ark. 7. günde ilk enzimatik aktivitenin, 12. günde de ilk dentin yapımının gerçekleştiğini; 27-48. günler arasında ise dentin yapımının maksimum hıza ulaştığını gözlemlemişlerdir (28). Artan kalsiyum konsantrasyonu promotör genlerin (osteopontin ve kemik morfogenezik protein-2 (BMP-2)) salgılanmasını artırır (31). Bu, pulpa hücrelerinin diferansiyasyonu sonucu mineralize doku oluşumunda kalsiyum iyonunun önemini gösterir.

Geçen yıllarda bilinmeyen mekanizmalar olarak açıklanan 'biyoaktif moleküllerin salınması' dentinogenezisi indükler. Dentinogenezis boyunca dentin matrikste çeşitli kompleks proteinler vardır. Burada iki protein önem teşkil eder. Kemik morfojenik protein (BMP) ve Transforme edici büyüme faktörü beta-1 (TGF- β 1) pulpa tamirini stimüle eder. Kalsiyum hidroksit dentindeki bu proteinleri dentinden çözmesiyle bilinir ve bu biyoaktif moleküllerin salınmasını sağlar. Bu moleküller pulpa kaplamasını takiben pulpa tamirinde önemli mediatörlerdir. Pulpa tamirini stimüle ederek dentin remineralizasyonunu sağlarlar (1, 3).

Kalsiyum iyonları, pulpa hücrelerinin fibronektin salgılamasını stimüle eder, dentin köprüsü oluşumunu başlatarak pulpa hücrelerinden mineralize doku formasyonunu sağlar (33). Fibronektin hücrelerin adezyon, migrasyon, diferansiyasyonunu sağlayan; ekstraselüler matriksten salgılanan bir proteindir. Tip 3 kollajen salınımını artırarak rejenarasyonu sağlar (34). Bu tamir prosesi; mezenşimal,

endotelial pulpa hücrelerinin ve kollajen formasyonunun migrasyon ve proliferasyonunu içerir (29).

Kalsiyum hidroksitin içerdiği yüksek alkali pH; antibakteriyel özellik göstermesini sağlar (25). Antibakteriyel özelliği sayesinde bölgede bakteri büyümesi engellenir. Ancak eski perforasyonlarda ve kronik iltihaplı derin bakteri invazyonu olan durumlarda kullanılmaz. Çünkü kalsiyum hidroksit, yalnızca pulpa yüzeyindeki mikropları öldürebilmekte, derin nekrotik dokulara ulaşamamaktadır (22).

Kalsiyum hidroksit; üç mekanizmayla bakteri lizisini sağlar (25, 26);

-Hidroksil iyonları fosfolipitleri bozar ve buna bağlı olarak bakterilerin hücre membranlarını bozar.

-Yüksek alkali özelliği sayesinde bakteriyel proteinleri denatüre eder.

- Bakteriyel DNA; hidroksil iyonlarına tepki göstererek replikasyonu inhibe eder.

Yapılan bir çalışmada enfekte pulpanın kalsiyum hidroksitle temasından bir saat sonra mikroorganizma oranında %100 azalma gözlenmiştir. Bu durum bize kalsiyum hidroksitin mükemmel antibakteriyel özellikte olduğunu göstermektedir (1, 4).

Bu yararlarının yanı sıra kalsiyum hidroksitin bir çok dezavantajı vardır. Bunlar;

- Dentine zayıf bağlanma gösterir (25).

- Uygulandıktan 1-2 yıl sonra çözünebilir ve bozulabilir (26).

- Kalsiyum hidroksit; tükürük ve öjenolde çözünür. Bu durum başarısızlığa yol açar (35).

- Kalsiyum hidroksit pat üzerine asit uygulamasından sonra bozunmalar gözlenir (18). Prisma VLC Dycal gibi piyasaya yeni sürülen kalsiyum hidroksitler; üretan dimetakrilat, başlatıcılar ve hızlandırıcılar içerir; bu bileşenler asit uygulamasından sonra materyalin dentine bağlanma dayanımını artırır (26).

-Kalsiyum hidroksitin oluşturduğu reperatif köprü formasyonu ‘tünel defektlerle’ karakterizedir. Bu defektler, histolojik olarak hücrelerdeki sitotoksiteyi ve apoptozu gösterir. Tünel defektlerin oluşumu; sadece kalsiyum hidroksit yerleştirilmesiyle ilgili değildir, pulpada meydana gelen herhangi bir travma perforasyona neden olur ve kan gölcükleri görünür. Tünel defektlerdeki bu kan gölcükleri nekrotik dokulara kalsiyum sağlar. Nekrotik tabakadaki kalsiyum iyonları ‘distrofik kalsifikasyonu’ sağlar. Ancak sert doku bariyer formasyonundan sonra kalsiyum hidroksitin çözülmesiyle mikrosızıntı gözlenir. Bu durum mikroorganizmaların girişini sağlayarak kalsifiye köprü defektine neden olur (1, 2).

Kalsiyum hidroksitin bu yetersizlikleri klinisyenleri; daha sağlam ve sızdırmaz, daha iyi dentin köprüsü formasyonu gösterecek materyallerin arayışına yönlendirmiştir. Son yıllarda diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşan MTA buna örnek gösterilebilir (36).

4.2.2. Çinkooksit Öjenol Siman (ZOE)

Pulpa dokularına direkt teması kronik inflamasyon sonucu pulpal nekroza yol açabilir (18). Yüksek sitotoksite gösterir. Ayrıca arayüzde yüksek sızıntı oranı gözlenmiştir. Antibakteriyal etkisi dışında beklenen etkinliği göstermemiştir. Çinkooksit öjenol ile pulpa kaplaması yapılan dişlerde kronik inflamasyon meydana gelmiş, 12 hafta sonra bile pulpa iyileşmesi ve dentin köprüsü oluşumu gözlenmemiştir (1).

4.2.3. Hidroksiapatit

Nötral pH (pH=7)’da biyoyumluluğu iyidir. Mineralize doku formasyonu için kullanılabilir. Pulpada orta dereceli inflamasyonla yüzeysel nekroz oluşturur (18).

4.2.4. Kortikosteroidler ve Antibiyotikler

Hidrokortizon, kleosin, kortizon, ledermix (kalsiyum hidroksit+prednizolon), penisilin, neomisin, kefilin; pulpayı inflamasyondan korumak amacıyla kalsiyum hidroksit ile birlikte kullanılabilir. Vanomisin’in kalsiyum hidroksit ile uygulanmasıyla

düzenli dentin köprüsü oluşumu gözlenmiştir. Ancak kişilerde bakteriyemi oluşturma riski vardır (18).

4.2.5. Dentin Adezivleri

Pulpa hücreleri için sitotoksik olduğu gözlenmiştir. Kalsiyum hidroksit ile kıyaslandığında pulpa kaplama özelliği zayıftır. Bakteriye kontaminasyonu engelleyecek yeterli örtünmeyi sağlayamazlar (1).

4.2.6. Kalsiyum Fosfat

Biyoyumlu olması, yüksek bağlanma dayanımı göstermesi, hidroksiapatitlerin değişimini sağlaması nedeniyle alternatif olarak düşünülebilir (18).

4.2.7. Cam İyonomerler/Rezin Modifiye Cam İyonomerler

Cam iyonomerler; direkt pulpa üzerine uygulanmadığı takdirde mükemmel bakteriyel örtücülük ve biyoyumluluk gösterir. Flor salınımları vardır ve elastisite modülleri dentine benzerdir. Direkt pulpaya uygulandığında rezin modifiye cam iyonomerler; cam iyonomerlere göre daha toksiktir, köprü formasyonunda eksikliğe ve kronik inflamasyona neden olurlar (18).

4.2.8. Büyüme Faktörleri

Dokuların yenilenmesini indükleyerek pulpa sağlığının korunmasına yardımcı olur ancak reperatif dentini stimüle etmede başarısızdır (18).

4.2.9. Enzimler, Matriks Komponentleri, Hormonlar

Hemoksijenaz-1, simvastatin gibi ajanlar; pulpa hücrelerindeki nitrik oksit ve inflamatuvar sitokinlere karşı koruyucu rol oynarlar. Hücreleri, hidrojen peroksit kaynaklı oluşan sitotoksiteden ve oksidatif stresten korurlar. Antienflamatuvar etki gösterirler. Anjiogenezisi uyarırlar. Dentin formasyonunda odontoblast aktivitesini sağlarlar. Ancak yüksek konsantrasyonları pulpal hasara neden olabilir (18).

4.2.10. Biyodentin

Dentine benzer mekanik özellik göstermesiyle dentin yerine geçebilecek yeni biyoaktif materyaldir. Direkt ve indirekt pulpa tedavilerinde kullanılan trikalsiyum silikat içerikli restoratif simandır. Pulpa hücrelerinin vitalitesine ve tersiyer dentin formasyonuna pozitif etkisi vardır. Uygulandığında 6 haftada dentin köprüsü formasyonu gözlenir. Biyouyumludur. İyi antibakteriyel özellik gösterir. Kalsiyum hidroksit ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri daha güçlü, çözünürlüğü daha düşüktür. MTA'ya göre ise sertleşme zamanı daha kısa olup, uygulaması daha kolaydır (18, 37).

4.2.11. Mineral Trioksit Agregat (MTA)

Pulpa kaplama materyali olarak ilk 1990'ların ortalarında Torabinejad tarafından tanıtılmıştır (2). 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) tarafından onaylanmıştır (23). İlk tavsiye edilen kullanım şekli kök perforasyonlarının tamiridir (38). Direkt pulpa kaplamasında, kök perforasyonlarının tamirinde, kök-kanal dolgu materyali olarak, apeksogenezis ve apeksifikasyonda kullanılır (5). Vital pulpa tedavisinde en çok kullanılan formu ProRootMTA (Tulsa/Dentsply, Tulsa, Oklahoma)'dır (2, 39).

4.2.11.1. MTA'nın Kimyasal Yapısı

%50-75 kalsiyum oksit, %15-25 silikon dioksit içerir (40). Kalsiyum oksitin formları; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat ve trikalsiyum alüminattır (1). İçeriğindeki hidrolik kalsiyum silikat toz, çeşitli oksit bileşenleri içerir. Bunlar; kalsiyum oksit, ferrik oksit, silikon oksit, sodyum ve potasyum oksit, magnezyum oksit, alüminyum oksittir (2). Gri (GMTA) ve beyaz (WMTA) olmak üzere iki formu vardır. GMTA renklenmeye neden olduğu için WMTA piyasaya sürülmüştür. WMTA'da demir, alüminyum, magnezyum gibi renklendirici iyonların oranı daha düşüktür (41).

MTA'nın bu iki tipinin Portland simandan (PS) başlıca farkı; potasyum içermeyip, bizmut oksit içermesidir. Onun dışında Portland simanda bulunan trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum silikat, tetrakalsiyum alüminoferrit, gypsium içerikleri bu iki formla benzerdir (41, 42). MTA'nın içerdiği %17-18

oranındaki bizmut oksit radyoopasiteyi sağlar (43, 44), çözünürlüğü azaltır (41). Ayrıca bizmut oksitin sertleşmeyi geciktirdiği, renklenmeye neden olduğu ve biyouyumluluğa negatif etkisi olduğu bilinmektedir (45). WMTA'ya, CaCl_2 karıştırılması ilk 24 saat içinde kalsiyum salınımını artırır (41).

4.2.11.2. MTA'nın Fiziksel Özellikleri

Karışımın özelliğini etkileyen faktörler; toz/likit oranı, karıştırma metodu, kondanse ederken baskı uygulanması, çevrenin nemli olması, MTA'nın tipi, ortamın özelliği, çevrenin pH'sı, karıştırıcının tipi, karıştırma- kaviteye yerleştirme arasındaki zaman, materyal kalınlığı ve sıcaklıktır (41).

MTA'nın Sertleşme Zamanı

Ortalama başlangıç sertleşme zamanı 165 ± 5 dakikadır (41). Ancak materyalin nihai sertleşmesi nemli bir ortamda 96 saat sonra olur (38, 46). Steril su ile toz/likit oranı 3/1 olacak şekilde hazırlanır. Sertleşme esnasında kan, ağız sıvısı ve suyla temas etmemesi önerilir (23). Partikül boyutu, toz/likit oranı, su içeriği, ortamın sıcaklığı, karıştırılması esnasında hava sıkışması sertleşmeyi etkiler (47). Sertleşme süresi; amalgam, SuperEBA, geçici restoratif materyal (IRM)'den uzundur (41). GMTA'nın başlangıç ve final sertleşme süresi WMTA'ya göre daha uzundur. Cam iyonomer yerleştirilmesi planlanmış ise otoriteler, WMTA'nın uygulamasından 45 dakika sonra cam iyonomer siman (GIC) yerleştirilmesini önerirler. Çünkü bu süreden sonra cam iyonomer siman, MTA'nın sertleşme reaksiyonunu etkilemez (41, 48).

MTA'nın karıştırma süresi uzarsa, karıştırma sonrası dehidratasyon meydana gelir (43). MTA'nın karıştırma süresi diğer materyallere göre daha uzundur. Karıştırma süresinin 4 dakikadan az olması önerilir (43, 49). Sodyum fosfat dibazik, kalsiyum klorit gibi bazı akselator maddelerin eklenmesinin sertleşme zamanını düşürdüğü savunulur. MTA'ya sertleşme süresince asitle müdahale yapılmamalıdır (42, 43). Ayrıca MTA'nın NaOCl jel veya %5'lik CaCl_2 ile karıştırılması sertleşme süresini kısaltır ancak MTA'nın basma direncini azaltır (22). MTA'nın içeriğindeki gypsum içeriğinin değişmesi sertleşme zamanını önemli derecede etkiler (42).

MTA'nın Çözünürlüğü

Çözünürlüğü çok düşük veya çözünmez olarak değerlendirilir (41). Suda çözünürlüğü; amalgam ve SuperEBA'nın çözünürlüğü ile kıyaslandığında önemli fark gözlenmemiştir (47). WMTA, GMTA ve PS ile kıyaslandığında çözünürlüğü yüksektir. Yüksek likit/toz oranı; MTA'nın porözitesini ve çözünürlüğünü artırır. Fazla su kullanımı MTA'dan kalsiyum salınımını artırır. MTA'daki bizmut oksit suda çözünmez ve MTA'nın çözünürlüğünü azaltır. Yapılan çalışmalar WMTA'nın fizyolojik solüsyona batırılmasından 7 gün sonra ağırlığının azaldığını, 30.gün sonunda ağırlığının arttığını göstermiştir. Bu ağırlık azalmasının kalsiyum hidroksit salınımından, sonradan ağırlığın artmasının da apatit kristal formasyonundan kaynaklandığı düşünülmektedir (41).

MTA'nın pH'sı (Asidite)

İlk karıştırıldığında pH'sı 10.2 iken, karıştırıldıktan 3 saat sonra 12.5'e yükselir. Karıştırıldıktan 60 dakika sonra WMTA'nın pH değeri, GMTA'ya göre daha yüksektir. İçeriğindeki kalsiyum hidroksitten salınan kalsiyum iyonları sayesinde yüksek pH'sını uzun süre korur. Bu alkali pH'nın devam etmesi; hücre çoğalması, matriks formasyonu ve antimikrobiyel aktiviteyi sağlayarak sert doku oluşumunu indükler. (41, 50). Asidik pH ortamı; MTA'nın sertleşme reaksiyonunu ve adezyonunu engeller, çözünürlüğünü artırır (42). MTA örnekleri pH'sı 5 olan ve 5'ten yüksek olan solüsyonlara batırılmış, düşük pH'ya batırılan örneklerin daha kırılğan olduğu gözlenmiştir. Ayrıca asit uygulanan örnekler taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelendiğinde mikroyapısal çatlaklar meydana geldiği belirtilmiştir (38, 48).

MTA'nın Mikrosertliği

Birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; ortamın pH'sı ve sıcaklığı, materyalin kalınlığı, kondansasyon prosedürü, karıştırılırken hava sıkışması, düşük nem oranı, materyalin asitlenmesidir. MTA'nın hidrasyonundan sonra yüzeyinde kübik kristaller gözlenir. Yüzeye uygulanan asit bu kristalleri yok eder. Asidik ortamın mikrosertliği olumsuz etkilemesi bu olayla ilişkilendirilir. MTA'nın kondansasyonu esnasında uygulanan aşırı

baskı kuvveti ve EDTA-asit uygulaması MTA'nın mikrosertliğini belirgin derecede azaltır. Düşük nem oranı da mikrosertliği olumsuz etkileyen faktörler arasındadır (41).

MTA'nın Radyoopasitesi

IRM, gutha-percha, amalgam, SuperEBA'dan daha az radyopak olup; Çinkooksit Öjenol'e benzer radyodensite gösterir (42, 43). Ancak SuperEBA, gutha-percha, IRM'den daha radyopak olduğunu belirten çalışmalar da vardır (41, 47). 7.17 mm kalınlığında MTA'nın radyodensitesi, aynı kalınlıktaki alüminyuma eşittir (43) ve dentinden daha radyopak olup radyografide kolaylıkla farkedilebilir (47). MTA'nın içerdiği %17-18 oranındaki bizmut oksit radyoopasiteyi sağlar (44, 51). WMTA; GMTA'ya göre daha radyopaktır (41).

MTA'nın Marjinal Adaptasyonu ve Örtme Kabiliyeti

Mükemmel örtücülük özelliği vardır. Bu özelliği sayesinde bakteriyel mikrosızıntıları yüksek derecede önler. Retrograd dolgu olarak MTA'nın yaklaşık 4 mm kalınlığı başarılı bir örtme sağlarken, pulpatomi prosedüründe 2 mm kalınlık önerilmektedir. Örtücülükte ve marjinal sızıntıyı engellemede IRM, ZOE, amalgam ve SuperEBA'dan daha iyi olduğu gözlenmiştir (23, 43, 47, 52). Dentin yüzeyinde kalan kalsiyum MTA'nın örtme kabiliyetini arttırdığı için, MTA yerleştirilmeden önce kaviteye kalsiyum hidroksit uygulaması etkili olabilir (43). Materyalin sertleşme esnasında su alarak ekspansiyona uğramasıyla dentine adaptasyonu daha da artar (42, 52).

MTA'nın Biyouyumluluğu

MTA'nın mutajenik olmadığı; amalgam, SuperEBA, çinkooksit öjenol (ZOE) ve IRM'ye göre sitotoksitesinin çok az olduğu ve bu materyallerden daha biyouyumlu olduğu gözlenmiştir (43, 44, 52, 53). Doku rejenarasyonunda ve yumuşak dokuyla direkt temasında minimal inflamatuvar reaksiyon gösterir. MTA, furkasyon defektlerinin tamirinde kullanıldığında kemik hücreleriyle iyi etkileşime girdiği ve hücrelerin sürekli kollajen salarak 72 saat sonra iyi bir tutunma sağladıkları gözlenmiştir. MTA'nın yüksek kalsiyum salması ve alkali ortam oluşturması; biyouyumlu olması ve biyoakvitesiyle ilişkilendirilir. MTA'nın biyouyumluluğu; fosfat

içerikli solüsyonla teması sonucunda yüzeyde amorf kalsiyum fosfat ve karbonat apatit gözlenmesiyle sağlanır. MTA'dan salınan bu kalsiyum iyonları, fosfatazlarla etkileşir. Bunun sonucunda materyal yüzeyinde kalsiyum fosfat kristal yapılar meydana gelir (54). WMTA ile GMTA arasında biyoyumluluk açısından fark gözlenmezken, materyalin sertleşmesinden 28 gün sonra hücre büyümesinde azalma gözlenmiştir. Bu durum MTA'nın ilk hazırlandığı zaman daha biyoyumlu olduğunu düşündürür (40).

MTA'nın Mineralizasyonu

MTA'daki trikalsiyum oksit, içeriğindeki kalsiyum hidroksitten salınır ve sert doku formasyonu kalsiyum hidroksit ile benzerdir. Fakat dentin köprüsü oluşumu MTA' da daha hızlıdır ve dentin köprüsünün yapısal bütünlüğü daha iyidir, daha kompleks bir yapı gösterir (22). Dentin köprü kalınlığı kalsiyum hidroksitten daha fazladır ve daha sıkı odontoblastik tabaka formasyonu oluşturur. Ayrıca MTA'da; kalsiyum hidroksite göre daha az inflamasyon, hiperemi, nekroz gözlenir (43). Kemik dokularından sitokin salınımını indükler, osteoindüktif ve osteokondüktif etki gösterir (55).

MTA'nın Antibakteriyel Aktivitesi

Antibakteriyel etkisi kalsiyum hidroksit, SuperEBA, ZOE'den daha düşüktür. Kalsiyum-silikat içerikli materyallerde antibakteriyel etkinin yüksek alkalinite ile bağlantısı vardır (45). Bazı fakültatif bakterilere karşı antibakteriyel etki gösterir ancak anaerobik bakterilere karşı etkisizdir. Fakat oluşabilecek bakteriyel sızıntıyı önlemede etkinliği çok fazladır (39, 41, 43). Amalgam, SuperEBA, IRM'ye göre daha az bakteriyel sızıntı gösterir (47). WMTA ve GMTA benzer antibakteriyel aktivite gösterir (42).

MTA'nın Pulpa Dokusuna Etkisi

MTA; kemik, dentin, sement birleşimde tamir materyali olarak kullanıldığında başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Fibroblastlar, osteoklastlar, periodontal hücreler MTA'nın uygulandığı yüzeyde toplanırlar. Bu hücrelerden alkalin fosfataz salınımı olur. Alkalin fosfataz aktivitesi inflamatuvar sitokin cevabını oluşturur. Ayrıca MTA; osteoblast benzeri hücrelerin proliferasyonu, migrasyonu ve değişimini sağlayarak da

başlıca sitokinlerin salınımını sağlar (40, 56). Bu sitokinlere örnek olarak IL-1 α , IL-6, IL-11 verilebilir. Bu mediatörler başlangıçta kemik rezorpsiyonunu sağlar. Ancak sonraki aşamada IL-6, IL-8 salınımının artmasıyla kemik yapımı tekrar görülür. MTA yerleştirilmesinden sonra makrofajlar; TNF- α , IL-10, IL-12 salgılar (57).

Ekstraselüler matriksteki çözünebilir bu sitokinler ve büyüme faktörleri dentin-pulpa kompleksini onarır. Sert doku formasyon hücrelerini aktive ederek reperatif dentinogenezisi stimüle eder, matriks formasyon ve mineralizasyonuna katkı sağlar. Kalsiyum hidroksit gibi MTA'da da kalsiyum iyonlarının salınmasıyla alkali bir ortam oluşur, inflamatuvar hücreler artar ve doku nekrozu gözlenir (2).

Sertleşirken yüksek miktarda kalsiyum salması, promotor sinyal moleküller sayesinde reperatif bariyer formasyonunun oluşmasını sağlar. Promotor sinyal moleküllere örnek olarak; endotelial büyüme faktörü (VEGF), makrofaj koloni stimüle edici faktör (M-CSF), TGF- β , IL-1 β , IL-1 α verilebilir. MTA; dejenerasyonu başlatan ve pulpadan salınan projenitör hücrelerin aktivasyonunu sağlar, pulpa hücrelerinin apoptozuyla birlikte projenitör hücrelerin odontoblast benzeri hücrelere proliferasyonuna ve diferansiyasyonuna yardımcı olur. Ayrıca MTA, canlı dokuda mRNA üretimini stimüle eder, mineral matriks genlerden protein sentezini sağlar (2). WMTA'ya emdogain eklenmesi tersiyer dentin formasyonunu hızlandırır ve kalsifiye dentin köprüsünde tünel defektlerin oluşumunu engeller (16). Dentinogenezis boyunca fibronektin ve tenascin adında iki glikoprotein salgınır. Fibronektin; hücrenin büyümesi, adezyonu, değişimi ve migrasyonunu sağlarken; tenascin, odontoblast farklılaşmasını sağlar. ProRootMTA'nın köpek dişlerinde kaplama ajanı olarak kullanıldığı bir çalışmada, fibronektin ve tenascin salınımının arttığı gözlenmiştir (16, 58).

MTA; kalsiyum hidroksit ile kıyaslandığında, pulpal enflamasyon göstermemiş ve 5 ayda dentin köprüsü oluşturmuştur; kalsiyum hidroksitte pulpal enflamasyon mevcuttur ve dentin köprüsü oluşumu daha yavaştır (56). WMTA; kalsiyum hidroksite göre daha sağlıklı odontoblast tabakası, dentin tübül formasyonu ve dentin köprüsü oluşturmuştur (41). Yapılan bir çalışmada GMTA kullanıldıktan 2 ay sonra dentin köprüsü kalınlığı 0.28 mm, 6 ay sonra 0.48 mm iken, kalsiyum hidroksit kullanıldığında 6 ay sonra dentin köprüsü kalınlığı 0.15 mm'dir (42, 43). Başka bir çalışmada ise, pulpa

kaplama tedavisinde kullanılan MTA'nın 9 yıllık takibinde başarı oranı %97.6 olarak gözlenmiştir (43).

4.2.11.3. MTA'nın Kullanım Alanları

- Kök-kanal dolgularında,
- Pulpatomide,
- Kanal obturasyonlarında,
- Direkt pulpa kaplamasında,
- Kök veya furkasyon perforasyonlarının tamirinde,
- Apeksogenezisde,
- Nekrotik pulpalı dişlerin apeksifikasyonunda,
- Horizontal/vertikal kök fraktürlerinin tamirinde,
- Beyazlatmadan önce koronal kapamayı sağlamak amacıyla,
- İnternal ve eksternal rezorpsiyonlarının tedavisinde kullanılır (43, 44, 59).

4.2.11.4. MTA'nın Avantajları

MTA'nın bir çok avantajı vardır. Bunlar; antibakteriyel (pH=12.5) ve biyoyumlu olması, pH'sının yüksek olması, radyopak olması, sement oluşumunu stimüle etmesi, osteoblastik tutunma ve kemik rejenarasyonunu sağlaması, biyoaktif dentin matriks proteinlerinin salınımına öncülük etmesidir (41, 59). Direkt pulpa kaplamasında kalsiyum hidroksitle karşılaştırıldığında; pulpa bütünlüğünün devamını daha başarılı bir şekilde sağlar ve dentin köprüsü oluşumu daha hızlıdır (60).

4.2.11.5 MTA'nın Dezavantajları

Antibakteriyel etkisi kalsiyum hidroksitten zayıftır (22). Gri formu dişte renklenmelere neden olabilir. Toz ve likitini karıştırmak simanların tipik toz/likit formunu karıştırmaktan daha zordur. Her paket tek sefer kullanım içindir ve taze olarak kullanılmalıdır (23). Pahalıdır. Sertleşme zamanı uzundur ve uygulandığı zaman ek seans gerektirir. İkinci seansa kadar geçici dolgunun düşme riski vardır (2). Bundan dolayı tedavinin tek seansta bitirilebileceği, MTA'ya alternatif malzemeler araştırılmaktadır (50, 54).

4.2.12. Theracal LC

Işıkla sertleşen, rezin modifiye kalsiyum silikat doldurucu; kompozit, amalgam, siman ve diğer materyallerin altına koruyucu bariyer olarak yerleştirilen bir kaide materyali olup uygulaması MTA'ya göre daha kolaydır (18, 54). %45 mineral materyal (tip 3 portland siman), %10 radyoopak komponent, %5 hidrofilik ajan (fumed silika) ve yaklaşık %45 rezin içerir. Resin; hidrofobik (UDMA, BisGMA, TEGDMA) ve hidrofilik (HEMA, PEGDMA) komponentlerden oluşur (7, 50). Kalsiyum hidroksit, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman (RMGI), çinkooksit öjenol (ZOE) ve diğer restoratif materyallerin yerine kullanılabilir.

Pulpal kompleksi koruyucu olarak görev yapar. Hidrofilik monomer içinde trikalsiyum silikat parçaları içerir. Bu da kaide olarak kullanıldığında kalsiyum salınımını sağlar. Kalsiyum salınımı; hidroksiapatit ve sekonder dentin köprüsü formasyonunu stimüle eder. Pulpa perforasyonu olduğunda ve kanama durdurulduğunda kullanılabilir. İyi örtücülük kapasitesi vardır. Fiziksel özellikleri iyidir. Çözünürlüğü düşüktür, derin dentin dokularına adezyonu iyidir (18).

ProRootMTA ve Dycal (kalsiyum hidroksit) ile fiziksel özellikleri karşılaştırıldığında; bu iki materyale göre daha fazla kalsiyum saldığı ve çözünürlüğünün daha az olduğunu gözleyen çalışmalar olduğu gibi (18, 54), kalsiyum salınımının ve pH değerinin MTA'dan daha düşük olduğunu savunan araştırma da vardır (45). Düşük kalsiyum salınımına neden olarak rezin içeriği gösterilmektedir (45). 1.7 mm kalınlığında hazırlanması, erken çözünme riskini azaltır (18, 54). Yüksek

radyoopak özelliği vardır. Opak ve beyazımsı renkte olduğundan restorasyon bitiminde kompozit altında translusent yansıma yapabilir olması dezavantajdır (18). Ayrıca MTA'ya göre biyouyumluluğu düşüktür, odontoblastlar ve fibroblastlar üzerinde sitotoksik etki gösterdiğini savunan buna bağlı olarak daha fazla pulpal inflamasyona yol açtığını belirten çalışmalar mevcuttur. Bu duruma içeriğinde bulunan HEMA, UDMA, TEGDMA, BisGMA gibi akrilik rezin monomerlerin yol açtığı düşünülmektedir. Buna ek olarak yapılan çalışmalarda MTA'nın daha yüksek oranda odontojenik farklılaşmayı sağladığı, Theracal LC'in pulpa hücrelerinde osteojenik farklılaşmayı engellediği gözlenmiştir (37, 50, 54). Theracal LC'yi, MTA ve biyodentinle kıyaslayan başka bir çalışmada; diğer iki materyale göre mineralizasyonun daha düşük olduğu, tamamlanmamış köprü formasyonu gösterdiği bulunmuştur. Buna neden olarak içeriğindeki monomerlerin, dentindeki sialoprotein ve osteonektinlerin salınımını engellemesi gösterilmiştir. Uzun dönem takiplerde MTA ve biyodentinin daha başarılı olduğu gözlenmiştir (37). Bu bulgulara rağmen Theracal LC'nin, Dycal (kalsiyum hidroksit) ve cam iyonomer simanlara göre daha az pulpal enfeksiyon gösterdiği bulunmuştur (50).

4.2.13. Apacal Art

Işıklı sertleşen, nanohidroksiapatit eklenmiş trikalsiyum fosfat paktır. Üretici talimatlarına göre içeriği; metakrilat monomer, trikalsiyum fosfat, nano hidroksiapatit, fotoinitiatörler, stabilizatörler ve baryum zirkonattır. İçerdiği baryum zirkonat; radyoopasitesini ve biyouyumluluğunu sağlar. Hızlandırılmış kalsiyum iyon salınımı ve hızlandırılmış dentin köprü formasyonu vardır. Antibakteriyeldir. İndirekt pulpa kaplamasında ve direkt pulpa kaplamasında kanama durdurulduktan sonra, pulpa koruyucu olarak kullanılır. Ayrıca pulpayı fiziksel, kimyasal, termal etkilerden korumak için kaide olarak kullanılabilir. Etkili olabilmesi için en az 1 mm kalınlığında uygulanmalıdır (61).

4.3. Adezyon ve Dentin Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

4.3.1. Adezyon

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde, minimal invaziv yaklaşımla yani minimal diş preparasyonu ile estetik ve fonksiyonun sağlanması ön plandadır (62). Restorasyonun tutuculuğunu arttırmak için hazırlanan geleneksel kavite yerine daha konservatif kavite hazırlanıp, adeziv metodlarla tutuculuk elde edilir. Bu yüzden restoratif diş hekimliğinde adeziv teknolojinin ilerlemesi çok önemlidir. Amerikan Test ve Materyal Birliği (ASTM)'nin adezyon tanımı şu şekildedir; iki yüzeyin birleşme, bağlanma ya da hem birleşme hem bağlanma içeren kuvvetlerle bir arada olmasıdır (63). Basitçe adezyon mekanizması şöyledir; mine ve dentinin pürüzlendirilmesiyle kalsiyum fosfatlar yüzeyden ayrılır, mikroporöziteler oluşur. Uygulanan adeziv rezin polimerize edildiğinde bu porözitelere infiltre olur ve hibridizasyon gerçekleşir. Bunun sonucunda mikromekanik bağlanma sağlanır. Üretilen yeni adezivlerde de etkin mikromekanik ve kimyasal bağlanma elde edilmeye çalışılmaktadır (64).

1955'de diş yüzeyinde tutuculuğu arttırmak için ilk asit uygulaması Buonocore tarafından yapılmıştır. Bundan önce ise 1952'de Kramer ve McLean; gliserolfosfat dimetakrilatın (GPDM) dentinde yaptığı renklemeyi gözlemişlerdir. Dentin yüzeyindeki renklemenin, hibrit tabakadan kaynaklandığı sonucuna varmışlardır (65). Primer ve bond dentine uygulanınca intertübüler dentine penetre olur ve bu alanda rezin-dentin arayüzü oluşur. Arayüzde oluşan bu 1-5 μm kalınlığındaki tabaka; hibrit tabaka, rezin takviyeli tabaka, rezin infiltratif tabaka olarak adlandırılır (11, 22, 63). Hibrit tabaka ilk olarak 1982'de Nakabayashi tarafından tanımlanmış olup, rezin-dentin arasında kuvvetli bağlantıyı sağlayan önemli faktörlerdendir (11, 66).

Adezyonun kuvvetli olması için; mine ve dentinin yüzey enerjisi, adezivin yüzey enerjisinden yüksek olmalıdır. Rezin-diş dokusu arasındaki bağlanmada görülen en büyük problemlerden biri rezinlerin polimerizasyonları esnasında büzülme göstermeleridir. Bu yüzden arayüzde bağlantının kuvvetli olması önemlidir. Mineye fosforik asit uygulamasından sonra oluşan 20 MPa'lık makaslama bağlanma kuvveti, yeterli retansiyonu sağlar ve mikrosızıntı oluşmasını önler (63, 67). Restorasyon-diş arayüzünde bağlantının düşmesi mikrosızıntıya yol açar. Mikrosızıntı; postoperatif

hassasiyeti, marjinal renklenmeyi ve tekrarlayan çürüklerin görülme riskini arttırır (65, 67). İyi yapılan bir adeziv restorasyon mikrosızıntıyı engeller, ayrıca dişten minimal madde kaybı sağladığı gibi kalan diş yapılarını da destekler (65).

Adeziv bağlantının başarısızlığında üç kırılma tipi gözlenir (68);

-Koheziv kırılma: Materyal içerisinde meydana gelen kırılma,

-Adeziv kırılma: Materyal/diş arayüzünde meydana gelen kırılma,

-Mix kırılma: Koheziv ve adeziv kırılmanın kombinasyonu şeklinde meydana gelen kırılma,

4.3.1.1. Mine Adezyonu

1955 yılında Buonocore'nin mineye asit uygulamasıyla adeziv diş hekimliği kavramı ortaya çıkmıştır (11, 65). Buonocore'nin asit uygulaması %85'lik fosforik asiti 30 saniye uygulamak olmuştur. Bu uygulamayı sınıf III, sınıf IV restorasyonlar, pit ve fissür sealantlarda yapmıştır (11). Asitlemeyle mine yüzeyi pürüzlendirilerek serbest yüzey enerjisi arttırılır. Akıcı rezin materyal asitlenen yüzeye uygulandığında, kapiller etkiyle arayüzde rezin penetrasyonuna neden olur. Monomer içindeki materyal polimerizasyonu, mine yüzeyinde bağlantıyı sağlar. Mine yüzeyindeki rezin mikrotagların formasyonu rezinin mineye bağlanmasını sağlar (11, 63).

Silverstone ve ark. %30-40 konsantrasyonundaki asitin minenin pürüzlendirilmesi için en tutucu değer olduğunu saptamıştır. Bu konsantrasyon için önerilen asitleme süresi 60 saniyedir. Ancak taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan çalışmalar 15 saniye asitlemenin tutuculuk için yeterli olduğunu belirtmiştir (63, 69).

4.3.1.2. Dentin Adezyonu

Adeziv materyal dentine mekanik, kimyasal veya her iki yolla bağlanabilir. Minede olduğu gibi dentinde de mikromekanik bağlantı önemlidir. Dentine bağlanma, mineye bağlanmadan daha zordur. Bu farklılığı yaratan bir çok faktör vardır. Mine, %90'dan fazlası hidroksiapatitten oluşan, mineralizasyonu yüksek olan bir dokudur.

Dentin ise %20 organik yapı, % 75 inorganik yapı, %5 su ve diğer materyalleri içerir (11, 63).

Preparasyondan sonra kalan dentin kalınlığı adezyonu etkileyebilir. Bağlanma kuvveti derin kavitelere yüzeysel kavitelere göre daha azdır (63, 70). Ancak 4-META monomer gibi bazı dentin adezivlerin dentin derinliğinden etkilenmediği görülmüştür (63). Dentin yüzeyinde preparasyondan sonra görülen debris, 'smear tabakası' olarak adlandırılır. Smear tabakası genellikle 0.5-5.0 μm kalınlığında olup dentin tübüllerini tıkayarak dentin geçirgenliğini düşürür (11). Smear tabakasına asit uygulamasıyla açığa çıkan dentin yüzeyine sıvı akışı artar. Bu durum bağlantıyı olumsuz etkileyebilir. Resin tag oluşumu gözlemlense bile hidrofilik rezinin bu sıvı ortamda bağlanması zorlaşır (63).

4.3.2. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması

Adeziv sistemlerin klinik uygulamalarına göre sınıflandırılması şu şekildedir;

- 1) Total etch (etch and rinse) sistemler
- 2) Self etch sistemler
- 3) Universal (multimode) sistemler

4.3.2.1. Total Etch (Etch and Rinse) Sistemler

Total etch sistemler klinik olarak; iki aşamalı (asit/primer+bond) ve üç aşamalı (asit/primer/bond ayrı ayrı aşamalarda) yöntemlerle uygulanır. Üç aşamalı yöntem, altın standart olarak değerlendirilir (62, 71, 72) ve mineye bağlantıda daha etkilidir. Ancak her iki yöntem de klinik olarak kabul edilebilir bir başarı göstermiştir (64). Yüksek bağlanma dayanımı gösteren üç aşamalı total etch adezivlerde; dentinin bağlanma dayanımı bazen minenin bağlanma dayanımından yüksektir (11).

Total etch sistemlerin ilk aşaması olan asit uygulamasında, fosforik asit diş yüzeyine uygulanır ve yıkanır. Asitin uzaklaştırılmasıyla smear tabakası uzaklaşır, peritübüler-intertübüler dentin 3-5 μm derinliğine kadar (66) dekalsifiye olur ve dentin kanallarının açılması sonucu kollajenler açığa çıkar, yüzeyde bağlanma kapasitesini arttıran mikropöroziteler oluşur. Bu mikroretantif alanlar resin polimerizasyonu sonucu

mikromekanik bağlantının gerçekleşeceği yerdir (66, 71). Kollajenleri destekleyen hidroksiapatit kristalleri azalır ve inorganik destek kaybolur. Dentin geçirgenliği artar. Dentin geçirgenliğinin artması sonucu dentin yüzeyinin ıslanabilirliği artar (73). Islanabilirliğin artması bağlantıyı olumlu etkiler ancak diş yüzeyi aşırı kurutulduğunda kollajenler kollabe olur, bu durum rezinin yüzeye penetrasyonunu engeller. Asit uygulamasıyla oluşan dekalsifikasyon derecesini asitin; pH'sı, konsantrasyonu, viskozitesi ve uygulama zamanı etkiler (11).

İkinci aşama olarak, primer uygulanır. Primer; etanol, aseton, su gibi çözücülerden birini içerir. Aseton, etanol, su gibi çözücüler; rezinin kollajen içine penetre olmasını sağlar (11, 65). Etanol içeren çözücülerin, aseton içeren çözücülere göre daha başarılı klinik performans gösterdiği gözlenmiştir (72). Primer rezin; hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere iki fonksiyonel grup içerir. Hidrofilik grubun (HEMA) dentin yüzeyine afinitesi varken, hidrofobik grubun (metakrilat) rezin yüzeyine afinitesi vardır. Primer, kollabe olan kollajen ağları ıslatarak penetre olur ve yüzey enerjisini artırır. Böylece dentinin ıslanabilirliğini artırır. Nemli bond teknolojisinde (wet-bonding) asitleme ve yıkamadan sonra yüzey kurutulmadığı için kollajenler sünger formunda kalır ve bu bağlantıyı artırır (11, 65).

Üçüncü aşama adeziv ajan uygulamasıdır. Adeziv ajan hidrofobik rezin (BisGMA) içerdiği gibi, ıslanabilirliği arttırmak için hidrofilik rezin (HEMA) de içerir. Pek çok adeziv sistem doldurucusuz olmasına rağmen bazıları (Optibond FL) doldurucu içerir. Bazı araştırmacılar doldurucunun diş-restorasyon arasındaki stresi azalttığını savunmaktadır. Adezivin polimerize edilmesiyle rezin-kollajen fibrillerin karışımından oluşan ve submikron düzeyinde izlenen tabakaya 'hibrit tabaka' denir (11, 66). Bu yapı açık dentin kanallarına difüze olarak 'rezin tagları' oluşturur (64).

Taramalı elektron mikroskobu (SEM)'de görülen rezin taglar; materyalin ıslatılabilir kabiliyetiyle ilgili bize bilgi verir. Vital dişlerde rezin taglar, dentine adeziv uygulanmasından sonra görülür. Resin tagların tübül duvarlarına dümdüz uzanması; dentin-rezin bağlantısına katkı sağlar (11). Ayrıca dentin tübüllerini tıkar. Mikrosızıntıyı engelleyerek potansiyel pulpal irritasyonları önler (65). Asitlenen minede iki çeşit rezin tag gözlenir. Makro-taglar; mine prizmalarının etrafındaki

aralıkları doldurur. Mikro-taglar ise asitlenen küçük pitlere rezin infiltrasyonu ile olur. Tagların; mine retansiyonunda önemli katkıları vardır (64).

Asit/bond/primerin ayrı ayrı uygulanması, teknik hassasiyeti yüksek bir işlemdir, hata olasılığını artırır. Bundan dolayı iki aşamalı (asit+adeziv) sistemler üretilmiştir. Bu sistemde; asitleme uygulaması ilk basamaktır; primer ve bond uygulaması birliktedir. İki aşamalı adeziv uygulaması üç aşamalı sistemlere göre daha nemli bir bağlantı sağlar (11).

Total etch sistemlerin mine üzerindeki bağlanma etkinliği self etch sistemlerden daha fazladır (66, 74). Ancak self etch sistemlerle kıyaslandıklarında; dentinden matriks metalloproteinazların (MMP) salınımı total etch sistemlerde daha fazla görülür (71, 75). MMP salınımının artması, kollajen fibrillerin yıkımına yol açarak adeziv dentin bağlantısının degradasyonuna neden olur (71, 76, 77). Ayrıca total etch adezivlerde başarılı laboratuvar ve klinik sonuçlar incelenmesine rağmen, postoperatif hassasiyet görülme olasılığı yüksektir (11, 78, 79).

4.3.2.2. Self Etch Sistemler

Total etch sistemlerdeki asitleme-yıkama fazı bu sistemlerde elimine edilmiştir. Dentin ve minenin asitlenmesi ve primer uygulanması eş zamanlı olduğundan uygulaması total etch sistemlere göre daha kolaydır. Bu durum uygulama süresini kısaltır. Ayrıca aşırı kurutma veya aşırı nemlilik gibi uygulama aşamalarında olabilecek hata riskini azaltarak teknik hassasiyeti düşürür (11, 63, 64, 80). Total etch sistemler gibi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, smear tabakasını çözerek etki sağlarlar (65). Self etch sistemler iki aşamalı veya tek aşamalı sistemlerdir. İki aşamalı sistemlerde, asit ve primerin birlikte uygulanmasını takiben adeziv rezin ayrı bir basamak olarak uygulanır. Son zamanlarda all-in-one olarak adlandırılan tek şişe solüsyonda asit, primer ve bond içeren tek aşamalı sistemler çıkmıştır. Tek aşamalı sistemlere örnek olarak Prompt L-Pop (EM ESPE), One Up Bond F (Tokuyama) verilebilir. İki aşamalı sistemlere örnek olarak da Clearfil SE Bond (Kuraray) verilebilir (11).

Self etch sistemler; zayıf, orta, kuvvetli olarak üç sınıfa ayrılır (63).

Güçlü self etch adezivlerin pH'ları genellikle 1 civarındadır. Bunun sonucunda derin dentinde demineralizasyon etkisi gösterirler (64). Demineralizasyon derinliği yaklaşık 3.5 μm 'dir (66). Smear tabakası çözünür (12). Dentinde hidroksiapatitler çözünür, kollajenler açığa çıkar. Güçlü self etchlerin mine ve dentindeki bu etkileri, total etch sistemlerle benzerlik gösterir. Güçlü self etch adezivler dentinde bozunmaya sebep olarak düşük bağlanma dayanımına yol açarlar. Yüksek asit oranı hibrit tabakada poroziteler oluşturur (66), bu durum bağlanma dayanımını önemli derecede düşürür (64, 67). Adeziv performansındaki bu düşüş, adeziv arayüze çözücü solvent (su) uygulanmasıyla geriye döndürülebilir. (64).

Orta self etch adeziv sistemlerin pH'sı genellikle 2 civarındadır, demineralizasyon derinliği 1 μm 'dir. Bu yüzeysel demineralizasyon bölgesel olarak görülür, geride kalan hidroksiapatitleri korur. Ayrıca yeterli mikromekanik tutuculuk sağlayacak kadar yüzey porozitesi oluşturur. Oluşturduğu hibrit tabakasının kalınlığı, total etch ve kuvvetli self etchlere göre daha azdır, ancak etkili bir bağlanma aktivitesi vardır. Submikron tabakadaki hidroksiapatitler kimyasal bağlanmayı sağlar. 4-MET gibi karboksilik asit içeren monomerler, phenyl-P gibi fosfat içerikli monomerler ve 10-MDP'nin; kalan hidroksiapatitlerdeki kalsiyuma kimyasal bağlanma potansiyeli vardır. Bu kimyasal bağlanma, adeziv arayüzünün stabilitesini artırır ve restorasyonun ömrünü uzatır (64, 66).

Zayıf self etch adezivlerin pH'ları 2'den yüksektir (75) ve etkileri şu şekildedir; kavite preparasyonu sonucu oluşan smear tabakasını etkilemez, asidiyle mine yüzeyinde ve dentin hibridizasyon bölgesinde mikromekanik bağlantı sağlar. Açılan hidroksiapatit kristalleri fonksiyonel monomerlerle birleşerek kimyasal bağlantıyı sağlar ve marjinal sızıntıyı önler. Fonksiyonel monomerler ve hidroksiapatitlerin etkileşmesi sonucu görülen kalsiyum karbonat ve kalsiyum fosfat uzun zamanlı hidrofilik çevre oluşturur. Kollajenleri çeviren hidroksiapatitlerin korunması kollajenlerin hidrolize olmalarını engeller ancak adezivin erken bozulmasına yol açar. Orta seviyedeki self etch'lere göre mineye bağlanma dayanımları azdır. Primer/ adezivlerdeki çözücülerin arayüzdeki yapılara etkisi incelendiğinde, çözücü fazlalığının adeziv bütünlüğünü zayıflattığı ve

infiltre monomerlerin polimerizasyonundan sonra nanosızıntılara yol açtığı görülmüştür. Böylece arayüz yapıları hidrolitik bozulmalara açık hale gelir (64, 81).

Total etch sistemlerle kıyaslandığında self etch sistemler; daha az postoperatif hassasiyete neden olur, ancak total etch sistemler kadar etkili bir mine asitlemesi sağlayamayabilirler. Self etch sistem uygulamasından önce mine yüzeyi asitlenebilir. Bu uygulama 'selektif etch' olarak adlandırılır (82).

4.3.2.3. Universal (Multimode) Sistemler

Günümüzde tek şişe adeziv teknolojisiyle adeziv prosedürlerin daha hızlı, kullanımı kolay, teknik hassasiyeti düşük bir şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmaktadır (74, 78). Adeziv sistemlerde mekanizma; dental dokudan uzaklaşan minerallerin yerini rezin doldurmasıyla mikromekanik bağlantı sağlamaya yöneliktir. Total etch sistemlerde ilk basamak olan fosforik asit uygulamasıyla smear tabakası uzaklaşır, dentindeki kollajen fibriller açığa çıkar, minedeki yüzey enerjisi artar (83). Bundan dolayı doğru uygulama yapıldığında total etch sistemlerde diş yüzeyine bağlantı, self etch sistemlere göre daha yüksektir (74). Ancak; total etch sistemlerin uygulama basamakları fazla olduğundan teknik hassasiyeti yüksektir, bu durum işlem sırasında hata yapma olasılığını artırır (64, 78). Örneğin; asitin yıkanarak uzaklaştırılmasından sonra bölgede aşırı kurutma yapılması kollajen fibrilleri kollabe eder ve bu durum bağlantıyı olumsuz etkiler (78, 83). Ayrıca total etch sistem uygulamalarından sonra gözlenen postoperatif hassasiyet (12, 79) tedavi başarısını olumsuz etkiler. Total etch sistemlerdeki bu yetersizlikler, yeni sistemlerin arayışını beraberinde getirmiştir.

Self etch sistemlerde, total etch sistemlere göre daha az postoperatif hassasiyet gözlenmesi önemli bir avantajdır (11). Ayrıca tek şişe adeziv uygulama teknolojisinde adeziv prosedürlerin uygulanması daha hızlıdır, teknik hassasiyeti düşüktür (78). Ancak self etch sistemlerin asit oranı düşük olduğu için mineyi total etch sistemler gibi etkili asitleyemezler (79). Bundan dolayı diş yüzeyinde tutuculukları total etch sistemlere göre daha azdır (74). İçerisinde bulunan çözücünün yeteri kadar uzaklaştırılmaması hibrit tabakada su içerikli alanlar (water trees) oluşmasına neden olur. Hibrit tabakasının total etch sistemlere göre daha ince oluşmasına neden olan bu

durum, geçirgenliği arttırdığı gibi mikrosızıntılara yol açabilir (78). Minede tutuculuğu arttırmak için; self etch sistemlerin uygulanmasından önce sadece mine kenarlarına asitleme yapılır (selektif etch). Klinik olarak açığa çıkan dentini etkilemeden sadece mineyi asitlemek zordur. Bu ön asitleme, derin dentini etkilediğinde; self etch adezivin dentinin derinlerindeki demineralize alanlara etki etmesi zorlaşır. Bu durum dentin tutuculuğunu olumsuz etkilemektedir (79, 82).

Son yıllarda üretilen bazı yeni nesil tek aşamalı adezivler; universal veya multimod adezivler kategorisine girmektedir. Klinisyenin tercihine göre total etch, self etch veya selektif etch olarak kullanılabilir (62, 84, 85). Universal adezivler; mine ve dentin yüzeyinde, seramiklerde, metal alaşımlarda kullanılabilir (71, 85). Bu adezivlerin bazılarının monomerlerinde zirkonya veya silika içerikli seramik bulunmaktadır (78, 84). Bazı araştırmacılar; bu adezivlerde bulunan 10-MDP monomerinin apatitlere kimyasal tutunma sağladığını söylemektedir. Universal sistemlerin; total etch ve self etch sistemlerle kıyaslandığı bir çalışmada, başarılı bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur (84). Universal sistemler; bondlama öncesi asit uygulandığında; selektif etch ve total etch sistemler gibi mine dayanıklılığını sağlar. Ayrıca dentinde de self etch uygulamasına benzer etki göstererek dentinin dayanıklılığını artırır (79, 84).

4.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Kompozit dolguların mine ve dentin yüzeylerine adezyonunda kullanılan adezivlerin, klinik başarılarının değerlendirilmesine ihtiyaç duyulur. Bu amaçla in-vitro olarak kullanılacak testler; makaslama, gerilim, mikrogerilim bağlanma dayanım testleridir. Literatürde en çok kullanılan, makaslama bağlanma dayanım testidir. Deney numunelerinin kolaylıkla hazırlanabilmesi ve uygulama prosedürünün kolay olması, diğer testlere göre avantajlı olmasını sağlar (86). Bu uygulamada, adeziv ajanla kompozitin bağlandığı bağlanma ara yüzeyine sivri uçlu bir bıçak (knife-edge) paralel olarak sabit bir hızda indirilerek makaslama kuvveti uygulanır ve debonding sağlanır. ISO-TR 11405 standartlarına göre bıçağın hızı 0.45 mm/min ile 1.05 mm/min arasında olmalıdır. Kompozitin adezive bağlanma dayanımını ölçen testin bitiminde genellikle örneklerin kırılma tipleri (adeziv, koheziv, mix) de belirlenir (63, 64, 76, 86, 87). Bu

testin başlıca zorluğu; kuvvetin yanlış alanlara dağılabilir olmasıdır ayrıca uygulayıcının değişmesi farklı sonuçlar alınmasına neden olabilir (87).



5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in-vitro çalışmada örneklerin hazırlanması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiş olup kırılan örneklerin arayüzlerinin incelenmesi Karadeniz Teknik Üniversitesi Biyoloji Bölümü'nde stereomikroskop ile yapıldı.

5.1. Çalışmada Kullanılan Materyeller

Bu çalışmada; ProRoot MTA (Dentsply; Resim 1), trikalsiyum silikat içerikli rezin kaplama materyali Theracal LC (Bisco; Resim 2), trikalsiyum fosfat içerikli rezin kaplama materyali Apacal Art (Denpro; Resim 3), 2 adet total etch adeziv (Single Bond 2, Optibond FL), 3 adet self etch adeziv (Clearfil S3 Bond, All Bond SE, Clearfil SE Bond) , 3 adet universal adeziv (Clearfil Universal Bond Quick, Prime Bond Universal, Single Bond Universal) kullanıldı (Resim 4). Kullanılan materyaller, üretim numaraları, içerikleri ve uygulama aşamaları Tablo 1'de gösterildi.



Resim 1. ProRootMTA



Resim 2. Theracal LC



Resim 3. Apacal Art



Resim 4. Adeziv Sistemler: (a) Single Bond 2, (b) Optibond FL, (c) S3 Bond, (d) All BondSE, (e) SE Bond, (f) Universal Bond Quick, (g) Prime Bond Universal, (h) Single Bond Universal

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller, üretim numaraları, içerikleri ve uygulama aşamaları

MATERYALLER	ÜRETİM NUMARALARI	İÇERİKLERİ	UYGULAMA AŞAMALARI
MTA (Mineral Trioksit Agregat) (Dentsply, Tulsa Dental, ABD)	0000162579	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat, bizmut oksit $pH=12-13$	1 poşet toz 1 ampul likit ile yaklaşık 1 dk karıştırılır Uygulandıktan sonra nemli pamuk ile kapatılıp geçici dolgu yapılır 96 saat sonra daimi dolgu yapılır
Theracal LC (Bisco Inc, Schaumburg IL, U.S.A)	1700003702	Trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat trikalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat dihidrat, polietilen glikol dimetakrilat, bisfenol A diglisidimetakrilat, baryum zirkonat $pH=10$	Şırınga yardımıyla 1 mm kalınlığında uygulanıp 20 sn ışınlanır
Apacal Art (Prevest DenPro Limited, Industrial Estate, India)	2801503	Metakrilat monomer, trikalsiyum fosfat, nanohidroksiapatit, baryum zirkonat, polimerizasyon başlatıcılar, stabilizatörler $pH=10$	Şırınga yardımıyla 1 mm kalınlığında uygulanıp 20 sn ışınlanır
Optibond FL (Kerr Italia S.r.l.)	FL Primer: 6303221 FL Adeziv: 6301564	FL Primer: Etanol, 2-hidroksietilmetakrilat (HEMA) gliserol fosfat dimetakrilat (GPDm), su, 1,7,7-trimetilbisikloheptadion (CQ) terbütil-4 -metilfenol, fitalik asit monometakrilat (PAMA) $pH=2$ FL Adeziv: BIS-GMA, HEMA, CQ, silikon dioksit gliserol dimetakrilat (GDM), disodyumheksaflorosilikat 2-etil-4-dimetilaminobenzoat, baryum aluminoborosilikat gama-metakrilopropilmetoksilan $pH=5$	Diş yüzeyine 15 sn. süre ile %35'lik fosforik asit uygulanır Asit 15 sn yıkanır, 3 sn hava ile kurutulur Primer 15 sn süre ile uygulanır, 5 sn hava ile kurutulur Adeziv rezin 15 sn süre ile uygulanır, 3 sn hava ile kurutulur 20 sn ışıkla polimerize edilir
Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, Conway Avenue, USA)	N861813	BisGMA, silan içerikli silika, HEMA, gliserol 1,3-dimetakrilat, diüretan dimetakrilat (UDMA), difenlidonyum heksaflorofasfat, etil 4-dimetil aminobenzoat (EDMAB), akrilik ve itakonik asid kopolimer, etil alkol, su	Diş yüzeyine 15 sn. süre ile %35'lik fosforik asit uygulanır Asit 10 sn yıkanır ve kurutulur Adeziv rezin 15 sn süre ile uygulanır, 5 sn hava ile kurutulur 10 sn ışıkla polimerize edilir
Clearfil SE Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)	Primer:390243 Bond:360387	Primer: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP) 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), hidrofilik alifatik dimetakrilat dl- kamforokinon, N,N-dietanol p-tolidin, su $pH<2.5$ Bond: 10-Metakriloiloksidodesil fosfat (MDP), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) bisfenol A digisidil metakrilat (Bis-GMA), kolloidal silika hidrofobik alifatik dimetakrilat, dl-kamforokinon, N,N- dietanol p-tolidin	Tek kullanımlık fırçalar ile primer diş yüzeyine 20 sn uygulanır Hava ile kurutulur Bonding rezin uygulanır ve 10 sn ışık ile polimerize edilir
Clearfil S3 Bond Plus (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)	6M0074	10- Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2 hidroksietil metakrilat (HEMA) bisfenol A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA), kolloidal silika, dl-kamforokinon hidrofilik alifatik dimetakrilat, hidrofobik alifatik dimetakrilat sodyum florür, akselatörler, başlatıcılar, etanol, su $pH=2.3$	Diş yüzeyine bonding rezinin 10 sn uygulanır 5 sn hava ile kurutulur, 10 sn ışıkla polimerize edilir
All Bond SE (Bisco Inc, Schaumburg IL, USA)	Part 1: 1700004016 Part 2: 1700004017	Part 1: Denatüre etanol, benzen sülfat asit $pH<3$ Part 2: 2-hidroksietil metakrilat (HEMA), bisfenol A diglisidimetakrilat (Bis-GMA) bis (gliseril 1,3 dimetakrilat) fosfat, dipentaeritritol pentaakrilat monomer, patentli bileşen	Birinci ve ikinci bileşen 1:1 oranında karıştırılır Karışımın pembeleştiği gözlenir Diş yüzeyine uygulanır ve 5 sn hava ile kurutulur 10 sn ışıkla polimerize edilir
Single Bond Universal (3M ESPE, Conway Avenue, USA)	620318	MDP fosfat monomer, dimetakrilat rezin, vitrebond kopolimer, doldurucular etanol, su, polimerizasyon başlatıcılar, silan $pH=2.7$	Diş yüzeyine 20 sn boyunca uygulanır 5 sn hava ile kurutulur, 10 sn ışıkla polimerize edilir
Clearfil Universal Bond Quick (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)	5H0033	10- Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2 hidroksietil metakrilat (HEMA) bisfenol A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA), hidrofilik amid monomer, kolloidal silikasodyum florid, dl- kamforokinon, silan, etanol, su $pH=2.3$	Diş yüzeyine uygulanır, herhangi bir bekleme süresi mevcut değildir 5 sn hava ile kurutulur, 10 sn ışıkla polimerize edilir
Prime Bond Universal (Dentsply De Trey GmbH, Germany)	1706000710	Bi- multifoksyonel akrilat, fosforik asit modifiye akrilik rezinbaşlatıcılar, stabilizatör, izopropanol, su $pH>2.5$	Diş yüzeyine 20 sn boyunca uygulanır 5 sn hava ile kurutulur, 10 sn ışıkla polimerize edilir

5.2. Örneklerin Hazırlanması

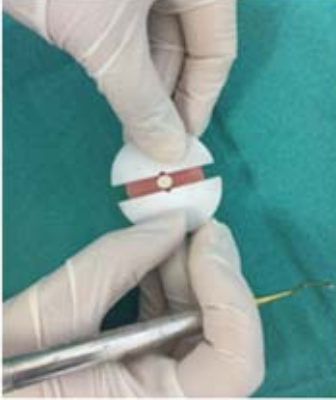
30 mm çapında, 10 mm yüksekliğinde toplam 240 adet akrilik blok hazırlandı. Bu blokların tam ortasında konumlanacak şekilde çapı 5 mm, derinliği 2 mm olan silindirik kaviterler oluşturuldu. Pulpa kaplama materyalleri olan ProRootMTA, Theracal LC, Apacal Art; her gruptan 80 adet olmak üzere üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanarak kaviterleri tamamen örtecek şekilde uygulandı.

Yapılan çalışmalarda MTA'nın karıştırıldıktan 96 saat sonra optimum fiziksel özelliklere ulaştığı belirtilmiştir (46, 88). Buna dayanarak çalışmamızda MTA gruplarının final sertleşme süresi 96 saat olarak belirlendi. MTA grubunun örnekleri hazırlandıktan sonra üzerine nemli pamuk yerleştirilerek etüvde (37° C, %100 nemli ortam) 96 saat bekletildi (38, 46). MTA örneklerinin sertleşmesi tamamlandıktan sonra üzerindeki pamuk uzaklaştırıldı. Bu işlemden sonra MTA yüzeyinde herhangi bir düzeltme ve yıkama işlemi yapılmadı. Theracal LC ve Apacal Art; üretici firmanın talimatlarına göre kavitelere şırınga yardımıyla uygulanıp 20 saniye süreyle ışıkla (3M Elipar S10, ışık yoğunluğu=1200 Mw/cm²) polimerize edildi. Hazırlanan örnekler her bir adeziv için randomize olarak 8 alt gruba ayrıldı.

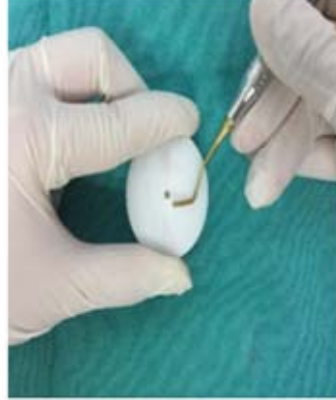
Üretici firmanın talimatlarına göre kaplama materyali yerleştirilen her bir alt gruba, adeziv ajanlar yine üretici firmanın talimatlarına göre uygulandı (Tablo 1). LED ışık cihazıyla (Elipar freelight, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) adezivlerin polimerizasyonu gerçekleştirildi. Adeziv uygulanan örnek yüzeylerine kompozitleri kondense edebilmek amacıyla, iç boşluğu 3 mm yüksekliğinde, 2.5 mm çapında olan silindirik mold hazırlandı (Resim 5, 6).

Adezivlerin polimerizasyonunu takiben, pulpa kaplama materyallerinin üzerine gelecek şekilde silindirik mold yardımıyla kompozit rezin (Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) uygulaması yapıldı. 2 mm kalınlığında kompozit rezin LED ışık cihazıyla 20 sn polimerize edildikten sonra son tabaka uygulandı ve 20 sn polimerize edildi (Resim 5, 6, 7). Silindirik mold uzaklaştırıldıktan sonra elde edilen 3 mm yüksekliğinde, 2.5 mm çapında kompozit örneğe (Resim 7) ek olarak 20 sn daha ışık yapıldı.

Hazırlığı tamamlanan örnekler etüvde (37°C’de %100 nemli ortam) 24 saat bekletilerek makaslama bağlanma deneyine hazır hale getirildi. Bütün pulpa kaplama materyalleri üzerine kompozit uygulama sonrası hazırlanan örnekler Resim 8, 9, 10’da gösterildi.



Resim 5



Resim 6

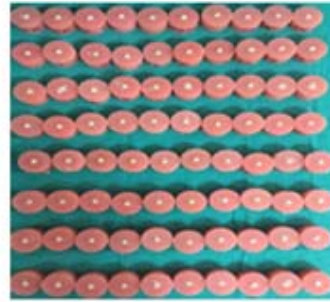


Resim 7



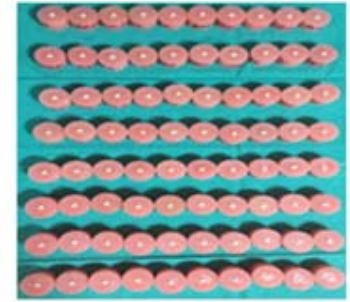
Resim 8. MTA grubunda farklı adezivler uygulanarak hazırlanan deney grupları (n=10)

- 1.MTA / Single Bond 2
- 2.MTA / Optibond FL
- 3.MTA / Clearfil S3 Bond
- 4.MTA / All Bond SE
- 5.MTA / Clearfil SE Bond
- 6.MTA / Universal Bond Quick
- 7.MTA / Prime Bond Universal
- 8.MTA / Single Bond Universal



Resim 9. Theracal LC grubunda farklı adezivler uygulanarak hazırlanan deney grupları (n=10)

- 1.Theracal LC / Single Bond 2
- 2.Theracal LC / Optibond FL
- 3.Theracal LC / Clearfil S3 Bond
- 4.Theracal LC / All Bond SE
- 5.Thearacal LC / Clearfil SE Bond
- 6.Theracal LC / Universal bond Quick
- 7.Theracal LC / Prime Bond Universal
- 8.Theracal LC / Single Bond Universa

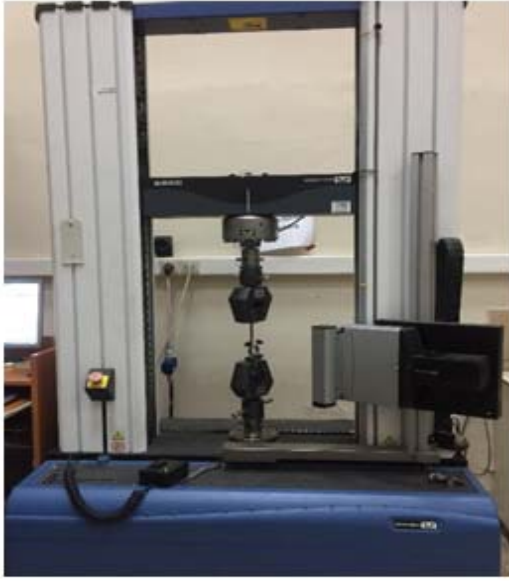


Resim 10. Apacal Art grubunda farklı adezivler uygulanarak hazırlanan deney grupları (n=10)

- 1.Apacal Art / Single Bond 2
- 2.Apacal Art / Optibond FL
- 3.Apacal Art / Clearfil S3 Bond
- 4.Apacal Art / All Bond SE
- 5.Apacal Art / Clearfil SE Bond
- 6.Apacal Art / Universal Bond Quick
- 7.Apacal Art / Prime Bond Universal
- 8.Apacal Art / Single Bond Universal

5.3. Makaslama Bağlama Dayanımının Ölçülmesi

Makaslama bağlanma dayanımı ölçümleri için Universal Çekme-Basma test cihazı (Instron 3382, USA) kullanıldı (Resim 11). Hazırlanan örnekleri cihaza sabitlemek için vidalı aparat ve kırma işlemi için sivri uçlu bir bıçak hazırlandı (Resim 12). Test cihazına sabitlenen sivri uçlu bıçak, aparatla sabitlenen örneklere 1mm/dak hızla akrilik yüzeylere paralel olacak şekilde yük uyguladı (Resim 13-14). Cihazın Newton olarak belirlediği değerler MPa'a çevrildi.



Resim 11. Universal çekme-basma cihazı



Resim 12. Vidalı aparat ve sivri uçlu bıçak



Resim 13-14. Kırma işleminden önce örneğin önden ve yandan görünüşü

5.4. Örneklerin Stereomikroskop Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Örneklerin bağlantı yüzeyleri stereomikroskopta (Resim 15) $\chi 25$ magnifikasyonda değerlendirilerek kırılma tipleri belirlendi. Kırılma tipinin değerlendirilmesi şu şekilde yapıldı:

- Pulpa kaplama materyali/ kompozit arasında meydana gelen adeziv kırılma
- Pulpa kaplama materyali içinde meydana gelen koheziv kırılma
- Kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma
- Adeziv ve koheziv kopmanın birlikte görüldüğü mix kırılma



Resim 15. Stereomikroskop

5.5. İstatistiksel Analiz

Örneklem boyutunun hesaplanmasında Karadas M ve ark. 'nın yapmış olduğu çalışmadaki veriler baz alınarak etki boyutu 1.5, beta hata=0.85 ve alfa hata=0.95 olarak hesaplanmış ve her bir grup için (pulpa kaplaması ajanı-bonding ajan) n=10 sayısının yeterli olacağı tespit edilmiştir. İstatistiksel analizler SSPS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) for Windows 17.0 programı kullanılarak gerçekleştirildi. Tanımlayıcı istatistikler bağlanma dayanımı değerleri için ortalama ve standart sapmalar şeklinde; kopma tipleri için ise ortanca (minimum-maksimum) değerler olarak verildi. Bağlanma dayanımı değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile analiz edildi. Bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılmasında iki yönlü ANOVA ve Fisher's LSD testi uygulandı. Kopma tiplerinin karşılaştırılmasında ise Kruskal Wallis testi uygulandı. Tüm karşılaştırmalarda $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

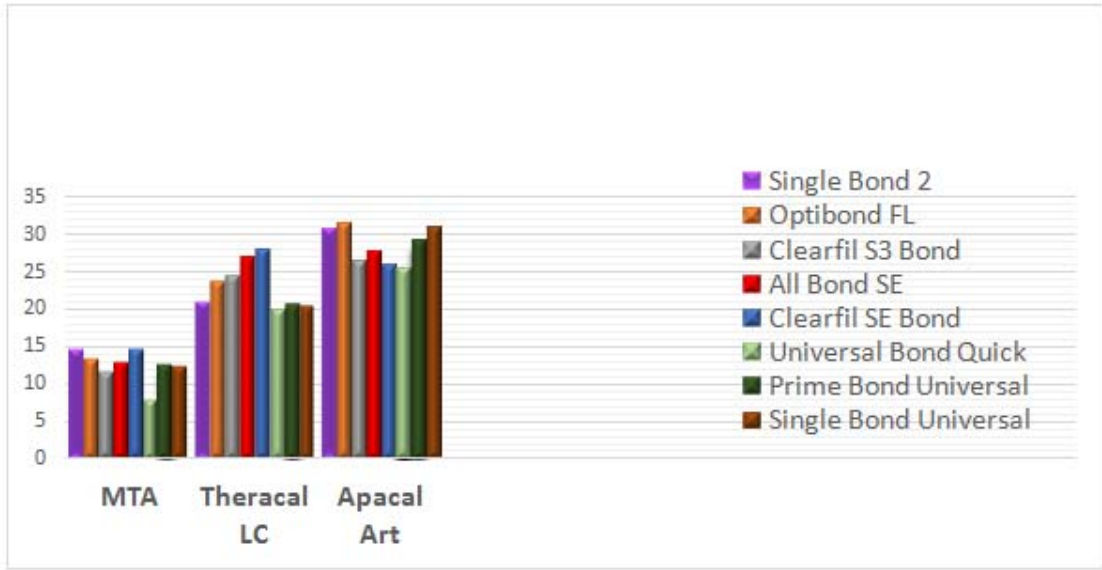
6. BULGULAR

6.1. Kaplama Materyalleri / Adeziv Ajan Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Kaplama materyalleri / Adeziv ajan makaslama bağlanma dayanımı bulgularının minimum-maksimum değerleri, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 2’de verilmiş olup, ortalama değerler grafik olarak Şekil 1’de gösterildi.

Tablo 2. Kaplama materyali / Adeziv ajan makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)

Adeziv Ajanlar	Kaplama Materyalleri	Minimum Değer	Maksimum Değer	Ortalama	Standart Sapma
Single Bond 2	MTA	8,52	22,91	14,74	4,42
	Theracal LC	18,22	24,32	20,88	2,23
	Apacal Art	22,18	38,54	30,63	5,00
Optibond FL	MTA	8,73	16,52	13,42	2,43
	Theracal LC	14,70	28,86	23,80	4,55
	Apacal Art	22,63	39,68	31,36	6,44
Clearfil S3 Bond	MTA	5,45	20,32	11,56	4,49
	Theracal LC	16,90	32,69	24,55	5,75
	Apacal Art	16,79	33,16	26,54	5,99
All Bond SE	MTA	4,90	19,36	12,93	4,83
	Theracal LC	17,53	33,96	26,99	5,89
	Apacal Art	23,30	36,83	27,79	4,41
Clearfil SE Bond	MTA	10,89	19,39	14,69	2,86
	Theracal LC	22,38	32,85	27,85	4,24
	Apacal Art	22,58	29,62	26,02	2,55
Universal Bond Quick	MTA	5,17	9,97	7,90	1,51
	Theracal LC	14,99	25,28	19,80	3,38
	Apacal Art	18,83	33,66	25,44	4,75
Prime Bond Universal	MTA	4,78	18,89	12,73	4,73
	Theracal LC	14,19	32,70	20,56	5,70
	Apacal Art	21,43	35,03	29,21	5,11
Single Bond Universal	MTA	6,75	17,96	12,29	3,04
	Theracal LC	17,87	25,06	20,36	2,20
	Apacal Art	22,59	43,94	30,86	5,94



Şekil 1. Kaplama materyallerine ait makaslama bağlanma dayanım değerleri (MPa)

İki yönlü varyans analizi sonucunda kaplama materyalleri tek başına ($p < 0.001$), adeziv ajanlar tek başına ($p < 0.001$) ve kaplama materyalleri*adeziv ajanlar her ikisi birlikte sonuç değerler üzerinde etkili bulundu ($p = 0.001$; $p < 0.01$). Bu sonuçlar Tablo 3’de gösterildi.

Tablo 3. İki yönlü ANOVA etkileşim tablosu

Varyans Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi (df)	Kareler Ortalaması	F	Sig.
Corrected model	19151,483(a)	23	519,630	25,784	,000
Intercept	109615,706	1	109615,706	5439,112	,000
Kaplama materyali	10534,449	2	5267,224	261,359	,000
Adeziv ajan	608,875	7	86,982	4,316	,000
Kaplama materyali* Adeziv ajan	808,160	14	57,726	2,864	,001
Hata	4353,099	216	20,153		
Toplam	125920,288	240			

6.2. Kaplama Materyalleri için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

MTA Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

MTA grubunda en yüksek bağlanma dayanım değerleri Single Bond 2 ve SE Bond da gözlenmiş olup; Optibond FL ve All Bond SE değerleri bu değerlere yakındır ($p > 0.05$). En düşük makaslama bağlanma değerleri Universal Bond Quick'te gözlendi (Tablo 2/ Şekil 1). MTA grubunda adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri için anlamlılık tablosu Tablo 4'te gösterildi.

Tablo 4. MTA grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

MTA	Single Bond 2	Optibond FL	Clearfil S3 B.	All Bond SE	Clearfil SE B.	U.Bond Quick	Prime Bond U.
Optibond FL							
Clearfil S3 B.							
All Bond SE							
Clearfil SE B.							
U.Bond Quick	*	*		*	*		
Prime Bond U.						*	
Single Bond U.						*	

* $p < 0.05$ gruplar arasında anlamlı farklılığı gösterir.

MTA grubunda adezivler arası yapılan ikili karşılaştırma sonucunda en düşük değerlerin gözlendiği Universal Bond Quick'in, Clearfil S3 Bond dışında diğer tüm adezivlerle arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0.05$). Bunun dışında MTA grubunda kullanılan tüm adezivler arasında anlamlı fark gözlenmedi ($p > 0.05$) (Tablo 4).

Theracal LC Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Theracal LC grubunda en yüksek değerler Clearfil SE Bond ve All Bond SE gruplarında gözlenmiş olup, Clearfil S3 Bond değerleri bu değerlere yakındır ($p>0.05$) (Tablo 2/ Şekil 1). Theracal LC grubunda adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri için anlamlılık tablosu Tablo 5’de gösterildi.

Tablo 5. Theracal LC grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

Theracal LC	Single Bond 2	Optibond FL	Clearfil S3 B.	All Bond SE	Clearfil SE B.	U. Bond Quick	Prime Bond U.
Optibond FL							
Clearfil S3 B.							
All Bond SE	*						
Clearfil SE B.	*	*					
U.Bond Quick		*	*	**	**		
Prime Bond U.			*	*	**		
Single Bond U.			*	*	**		

* $p<0.05$ gruplar arasında anlamlı farklılığı gösterir

** $p<0.001$ gruplar arasında oldukça anlamlı farklılığı gösterir

Theracal LC grubunda; en yüksek bağlanma dayanımı gösteren Clearfil SE Bond, Clearfil S3 Bond ve All Bond SE ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi ($p>0.05$). Clearfil SE Bond’un diğer tüm gruplarla arasında anlamlı fark vardır ($p<0.05$). All Bond SE grubunda ise; Optibond FL dışında diğer gruplarla anlamlı fark vardır ($p<0.05$). Clearfil S3 Bond ile total etch sistemler olan Optibond FL ve Single Bond 2 dışında diğer gruplarla arasında anlamlı fark vardır ($p<0.05$). En düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri Universal Bond Quick’te gözlenmiş olup; Single Bond 2, Prime Bond Universal, Single Bond Universal dışında diğer tüm gruplarla arasında anlamlı fark vardır ($p<0.05$) (Tablo 5).

Apacal Art Grubu için Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Apacal Art grubunda en yüksek değerler Optibond FL, Single Bond 2, Single Bond Universal'de gözlemlendi ($p < 0.05$) (Tablo 2/ Şekil 1). Apacal Art grubunda adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerleri için anlamlılık tablosu Tablo 6'da gösterildi.

Tablo 6. Apacal Art grubu için adeziv sistemlerin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

Apacal Art	Single Bond 2	Optibond FL	Clearfil S3 B.	All Bond SE	Clearfil SE B.	U. Bond Quick	Prime Bond U.
Optibond FL							
Clearfil S3 B.	*	*					
All Bond SE							
Clearfil SE B.	*	*					
U. Bond Quick	*	*					
Prime Bond U.							
Single Bond U.			*		*	*	

* $p < 0.05$ gruplar arasında anlamlı farklılığı gösterir.

Apacal Art grubunda adezivler arası yapılan ikili karşılaştırma sonucunda Single Bond Universal, Single Bond 2 ve Optibond FL grupları ile; Clearfil SE Bond, Clearfil S3 Bond ve Universal Bond Quick arasında anlamlı farklılık görüldü ($p < 0.05$). En düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri gösteren Universal Bond Quick; Single Bond 2, Optibond FL ve Single Bond Universal gruplarıyla anlamlı fark gösterdi ($p < 0.05$) (Tablo 6).

6.3. Herbir Adeziv Sistem için Farklı Kaplama Materyallerinin Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Optibond FL, Prime Bond Universal, Single Bond Universal gruplarında tüm kaplama materyalleri arasında oldukça anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.001$). Clearfil SE Bond, All Bond SE ve Clearfil S3 Bond gruplarında ise Theracal LC ve Apacal Art grupları arasında anlamlı fark olmayıp ($p>0.05$), diğer tüm gruplar arasında anlamlı fark vardır ($p<0.05$) (Tablo 7).

Tablo 7. Adeziv sistemler için kaplama materyallerinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

<i>Single Bond 2</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	*	
Apacal Art	**	**
<i>Optibond FL</i>	MTA	Theracal
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	**
<i>Clearfil S3 Bond</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	
<i>All Bond SE</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	
<i>Clearfil SE Bond</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	
<i>Universal Bond Quick</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	*
<i>Prime Bond Universal</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	**
<i>Single Bond Universal</i>	MTA	Theracal LC
Theracal LC	**	
Apacal Art	**	**

* $p<0.05$ gruplar arasında anlamlı farklılığı gösterir.

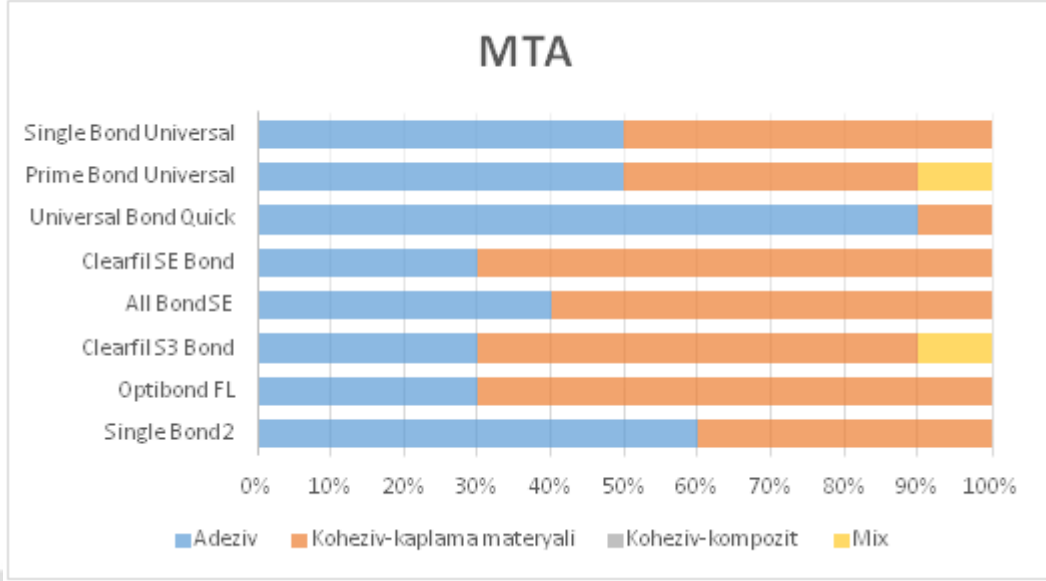
** $p<0.001$ gruplar arasında oldukça anlamlı farklılığı gösterir.

6.4. Stereomikroskop Görüntülerinin Kırılma Tiplerine Göre Dağılımı

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda kaplama materyalleri yüzeyinde gözlenen kırılma tipleri ve dağılımları Tablo 8’de belirtildi. Şekil 2’de MTA grubu, Şekil 3’de Theracal LC grubu, Şekil 4’de Apacal Art grubu kırılma dağılımları grafik olarak gösterildi. Kruskal Wallis testlerinde tüm gruplar arası anlamlı fark gözlenmedi ($p>0.05$).

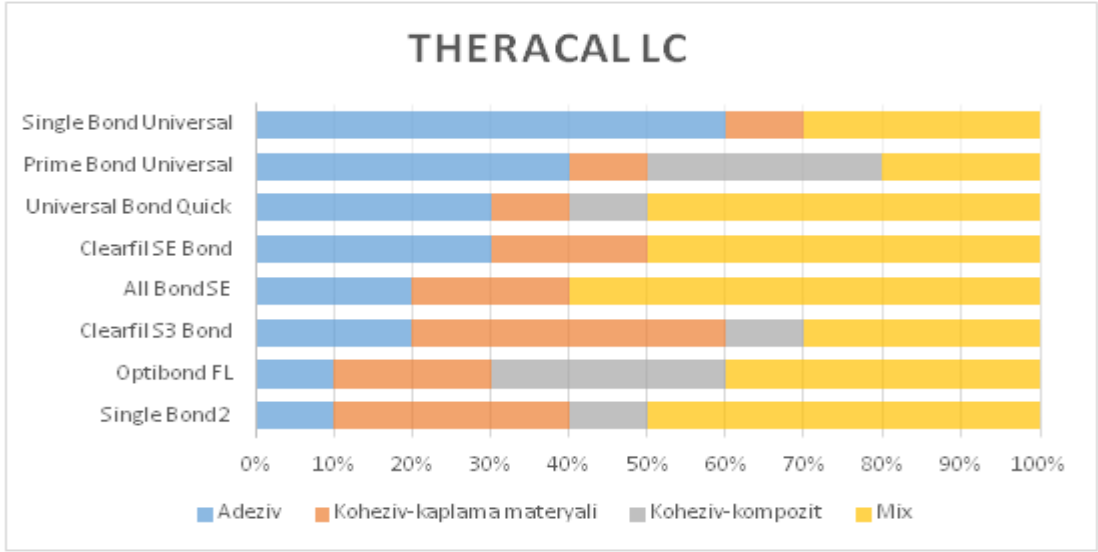
Tablo 8. Kaplama materyali gruplarının kırılma tiplerinin dağılımları

Adeziv ajan	Kaplama materyali	Adeziv	Koheziv-kaplama materyali	Koheziv-kompozit	Mix	Toplam
Single Bond 2	MTA	6	4	0	0	n=10
	Theracal LC	1	3	1	5	n=10
	Apacal Art	2	5	2	1	n=10
Optibond FL	MTA	3	7	0	0	n=10
	Theracal LC	1	2	3	4	n=10
	Apacal Art	0	2	4	4	n=10
Clearfil S3 Bond	MTA	3	6	0	1	n=10
	Theracal LC	2	4	1	3	n=10
	Apacal Art	3	5	1	1	n=10
All Bond SE	MTA	4	6	0	0	n=10
	Theracal LC	2	2	0	6	n=10
	Apacal Art	3	3	0	4	n=10
Clearfil SE Bond	MTA	3	7	0	0	n=10
	Theracal LC	3	2	0	5	n=10
	Apacal Art	3	4	0	3	n=10
Universal Bond Quick	MTA	9	1	0	0	n=10
	Theracal LC	3	1	1	5	n=10
	Apacal Art	5	1	0	4	n=10
Prime Bond Universal	MTA	5	4	0	1	n=10
	Theracal LC	4	1	3	2	n=10
	Apacal Art	0	6	1	3	n=10
Single Bond Universal	MTA	5	5	0	0	n=10
	Theracal LC	6	1	0	3	n=10
	Apacal Art	3	4	0	3	n=10



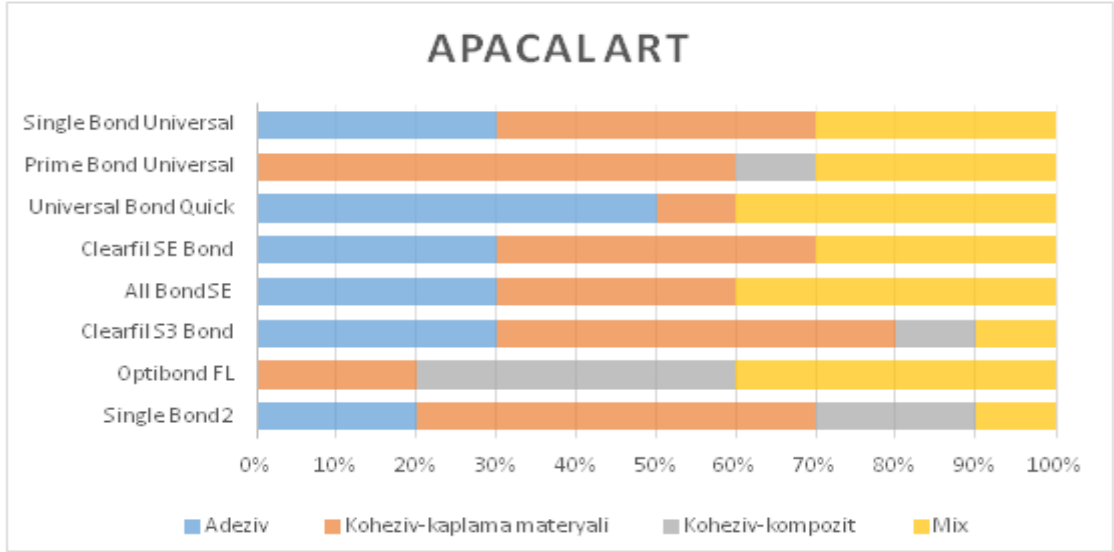
Şekil 2. MTA gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı

MTA gruplarında; Universal Bond Quick kullanılan örneklerin büyük çoğunluğunda adeziv kırılma gözlemlendi. Adeziv kırılmanın fazla gözlenmesi arayüz bağlantısındaki başarısızlığın belirtisi olabilir (63, 86, 87). Diğer adezivlerin kullanıldığı örneklerde ise adeziv kırılmanın ve kaplama materyali içerisinde meydana gelen koheziv kırılmanın neredeyse eşit oranda gerçekleştiği söylenebilir. Yalnızca Prime Bond Universal ve Clearfil S3 Bond gruplarında mix kırılma gözlenmiş olup, kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma hiç bir adeziv grupta gözlenmedi (Şekil 2).



Şekil 3. Theracal LC gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı

Theracal LC grubunda adeziv kırılma en fazla Single Bond Universal grubunda gözlemlendi. Prime Bond Universal, Universal Bond Quick, Clearfil S3 Bond, Optibond FL, Single Bond 2 gruplarında kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma gözlemlendi. Tüm gruplarda kaplama materyali kaynaklı koheziv kırılma mevcuttur. Genel olarak Theracal LC grubunda mix kırılmanın en fazla gözlemlendiği söylenebilir (Şekil 3).



Şekil 4. Apacal Art gruplarında gözlenen kırılma tiplerinin dağılımı

Prime Bond Universal ve Optibond FL grubunda adeziv kırılma gözlenmedi. Prime Bond Universal, Clearfil S3 Bond, Optibond FL, Single Bond 2 gruplarında kompozit içinde meydana gelen koheziv kırılma gözlemlendi. Genel olarak kıyaslama yapıldığında Apacal Art grubunda kaplama materyali içinde meydana gelen koheziv kırılma ve mix kırılmaların daha fazla gerçekleştiği söylenebilir (Şekli 4).

7. TARTIŞMA

Pulpa kaplaması tedavisinde amaç; pulpa dokusunun canlılığını koruyarak fonksiyonunun idamesini sağlamaktır. Pulpa dokusunun canlılığı, dış ortama açılan pulpa bölgesine yerleştirilen kaplama materyali ile korunarak, daha invaziv tedaviler olan kanal tedavisi ve diş çekimi tedavisi engellenir. Bu durum hasta ve hekim açısından daha az travmatik bir tedavi süreci sağladığı gibi insan sağlığı ve ülke ekonomisine katkıda bulunur. Pulpa kaplama tedavisinin başarısı; perforasyon büyüklüğü, perforasyon bölgesi, kanama miktarı, hastanın yaşı gibi faktörlere bağlıdır (22). Bununla birlikte tedavide kullanılan pulpa kaplama materyali ve adeziv ajanın özellikleri de tedavi başarısını önemli derecede etkiler (9). Literatürde pulpa kaplama tedavilerinde farklı pulpa kaplama materyalleri kullanılmıştır (18). Kalsiyum hidroksit, yıllardır diş hekimliğinde en çok kullanılan kaplama materyalidir (3). Ancak dentine zayıf bağlanma gösterir, yüksek çözünürlüğe sahiptir (2, 3, 26). Kalsiyum hidroksit'in bu dezavantajları klinisyenleri MTA gibi daha sızdırmaz ve sert materyallerin arayışına yönlendirmiştir (36). MTA; çözünmez bir materyal olup (41), yapılan çalışmalar kalsiyum hidroksite göre klinik başarısını kanıtlamıştır (3, 6, 36). Ayrıca biyouyumluluk özelliğiyle yeni hücre oluşumunu başarılı bir şekilde indükler (41, 59). Pahalı olması, sertleşme zamanının uzun olması, daimi restorasyon için ek seans gerektirmesi (2); MTA'nın rutin kullanımını zorlaştırır. Bundan dolayı, MTA'ya göre klinik kullanımı daha kolay olan Theracal LC (54) ve Apacal Art gibi pulpa kaplama materyalleri piyasaya sürülmüştür. Theracal LC ve Apacal Art; rezin içeren kalsiyum hidroksitli patlar olup, tek seansta tedavinin bitirilmesine olanak tanırırlar.

Pulpa kaplama materyallerinin dental adezivlere bağlanma dayanımını inceleyen pek çok çalışma mevcuttur (9, 68, 88, 89). MTA'nın dental adezivlere bağlanma dayanımıyla ilgili farklı sonuçlar mevcuttur (8, 9, 68, 88, 90). Genellikle bu çalışmalarda MTA'nın total etch sistemlere daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (8, 9, 88). Total etch sistemlerin teknik hassiyeti yüksektir ve bu sistemlerde postoperatif hassasiyet görülme riski fazladır (11, 12, 63). Bunun yanında yapılan çalışmalarda total etch sistemlerde uygulanan asitin, MTA yüzeyinde çatlaklara neden olduğu ve MTA'nın yüzey özelliklerini değiştirdiği bildirilmiştir (46, 68, 90). Şu ana kadar Theracal LC'nin makaslama bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan in-vitro

çalışmalar incelendiğinde; çalışmanın birinde total etch ve self etch sistemler arasında anlamlı fark gözlenmezken (89), diğer çalışmada total etch sistemlerin bağlanma dayanımı daha yüksek bulunmuştur (68). Literatürde Apacal Art'nin adeziv sistemlere bağlanma dayanımı ile ilgili bir çalışma mevcut değildir. Self etch sistemlerde, mine yüzeyine tutuculuğu arttırmak için mine yüzeyinin asitlenmesi ve sonrasında yıkama ihtiyacının olması, uygulanmış olan pulpa kaplama materyalinin yüzey özelliklerini etkileyebilir. Bunun yanında self etch sistemlerde mine dokusuna asitleme işlemi yapılırken mineye komşu dentin dokusu da asitten etkilenebilir. Bu durumun self etch adezivin derin dentin dokusuna penetrasyonunu olumsuz etkilediği ve bağlanma dayanımını düşürdüğü bildirilmiştir (79, 82). Bu nedenlerle self etch sistemler gibi teknik hassasiyeti düşük olan ve üretici talimatlarına göre hem asitli hem asitsiz olarak uygulanabilen universal sistemler, pulpa kaplama tedavisinden sonra restorasyonun tamamlanmasında klinik olarak kullanılabilir. Bu çalışmada MTA ve rezin bazlı pulpa kaplama materyalleri olan Theracal LC ve Apacal Art'ın üç farklı adeziv sisteme (total etch, self etch, universal sistemler) bağlanma dayanımı incelendi.

Bu çalışmanın bulgularına göre; pulpa kaplama materyalleri olan ProRootMTA, Theracal LC ve Apacal Art'ın makaslama bağlanma dayanım değerleri birbirleriyle kıyaslandığında en düşük değerler MTA grubunda bulunmuş olup, Theracal LC ve Apacal Art gruplarıyla aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0.05$). MTA; Theracal LC ve Apacal Art gibi rezin içerikli değildir. Resin komponentlerdeki HEMA gibi bileşikler; adezivin polimerizasyon reaksiyonu boyunca, adezivin içerisindeki reaksiyona girmeyen resinlerin kopolimerizasyonunu sağlar. Bu durum resin içerikli materyallerin makaslama bağlanma dayanım değerlerini artırarak kimyasal tutunma sağlar. MTA'da; yapısındaki poröziteler ve düzensizliklerden kaynaklanan boşluklara adeziv ajanın penetrasyonu şeklinde gerçekleşen mikromekanik tutunma gözlenir (68, 90, 91). Bunun yanında; MTA'nın kumlu- taneli yapıda olması, su içermesi (88) ve kırılma dayanımının düşük olması (48) dental adezivlere düşük bağlanma göstermesine neden olabilir. Ayrıca hazırlanan MTA örneklerinin üzerine yerleştirilen nemli pamuk, MTA yüzeyinde pamuk liflerinin kalmasına neden olabilir. Artık pamuk lifleri, MTA / adeziv arası bağlanma dayanımını olumsuz etkiliyor olabilir.

Yapılan bir çalışmada; ProRootMTA ve Theracal LC üzerine total etch (Adper Single Bond 2) ve self etch ajan (Xeno V) uygulayarak makaslama bağlanma dayanım değerleri kıyaslanmıştır. Theracal LC'nin makaslama bağlanma dayanım değerleri daha yüksek bulunmuş, bu durumun Theracal LC'nin içeriğindeki hidrofilik rezin monomerin kompozite kimyasal bağlanma sağlamasından kaynaklandığı belirtilmiştir (89). Başka bir çalışma; Theracal LC ve AMTA (MTA Angeulus)'un makaslama bağlanma dayanımlarını çeşitli adeziv ajanlar kullanarak kıyaslamıştır. Üç aşamalı total etch (Adper Scotchbond Multipurpose), iki aşamalı self etch (Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond) ve tek aşamalı self etch sistemlerin (Clearfil S3 Bond, Optibond All in One, G-aenail Bond) kullanıldığı bu çalışmada, Theracal LC'nin makaslama bağlanma değerleri daha yüksek bulunmuştur (68). Cantekin; ProRootMTA ve Theracal LC üzerine iki aşamalı total etch sistem olan All Bond 2 uygulamış, MTA gruplarının adezive daha zayıf bağlandığını gözlemlemiştir (92). Bizim çalışmamızdaki MTA-Theracal LC karşılaştırmasının bulguları bu çalışmalardaki bulgularla uyumludur (68, 89, 92).

Yaptığımız çalışmada MTA grupları kendi içinde incelendiğinde en yüksek bağlanma dayanım değerleri total etch sistemler olan Optibond FL, Single Bond 2 ve iki aşamalı self etch olan SE Bond da gözlenmiş olup diğer adezivlerle (Universal Bond Quick hariç) aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$). Yapılan bir çalışmada; MTA üzerine asit uygulanmasından sonra yapılan SEM incelemelerinde, MTA'nın sertleşmesinden sonra oluşan amorf yapılar ve kristallerin yer yer kaybedildiği gözlenmiştir. Matriks formun etrafındaki bu kristal yapıların kayıpları 'bal peteği' görüntüsü verir. Bu ekspoz kristal yapılar, mikro düzeyde retantif alanlar oluşturarak adeziv ajanın tutuculuğunu artırır ve mikromekanik tutunma gözlenir (46, 90). Literatürde MTA üzerinde; total etch sistemlerin, self etch sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmektedir (48, 68, 90). WMTA'ya iki aşamalı total etch sistem (Single Bond) ve tek aşamalı self etch sistem (Prompt L-Pop) uygulanan bir çalışmada, total etch uygulanan örneklerin makaslama bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğunu gözlemlenmiştir. Araştırmacılar bu durumu self etch sistemlerin özelliklerine bağlanmıştır. Bahsedilen özellikler; asidik hidrofilik ve hidrofobik monomer kombinasyonunun adezivin polimerizasyonunu engellemesi,

adeziv polimerin düşük bağlanma göstermesi, ışık aktivasyonu boyunca oksijen inhibisyon etkisi nedeniyle rezin monomerin düşük derecede polimerizasyon göstermesidir (9). WMTA ile ilgili yapılan başka bir çalışmada; üç aşamalı total etch (All Bond 3), iki aşamalı total etch (One Step Plus) ve tek aşamalı self etch sistem (All Bond SE) uygulamasında iki aşamalı total etch sistem olan One Step Plus'ın bağlanma değerleri diğer iki gruptan yüksek bulunmuştur. All Bond SE ve All Bond 3 benzer bağlanma dayanımı göstermiştir (88). WMTA'ya iki aşamalı total etch sistem (Prime Bond NT), iki aşamalı self etch sistem (Adhese), tek aşamalı self etch sistemler (Xeno III, Adper Prompt L-Pop) uygulandığında ise; en yüksek bağlanmanın total etch sistemde olduğunu gözlemlenmiştir (8). Alzraikat ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada ProRootMTA grupları kendi içinde kıyaslandığında total etch (Adper Single Bond 2) uygulanan grupların tek aşamalı self etch (Xeno V) uygulanan gruplara göre makaslama bağlanma dayanım değerlerinin daha yüksek olduğunu gözlemlenmişlerdir. Self etch sistemin düşük asit içeriğinin ve MTA'nın su içeriğinin self etch adezivlerin polimerizasyonunu etkilediğini ileri sürmüşlerdir (89). AMTA (MTA Angelus) kullanılan bir çalışmada ise en yüksek bağlanma değerleri total etch sistemde (Scotchbond Multipurpose) gözlenmiş olup, self etch sistemlerle (Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Clearfil S3 Bond, Optibond All-in-One, G-eanial Bond) arasında anlamlı fark yoktur. MTA yüzeylerinde incelenen SEM görüntülerinde; total etch sistemdeki asit uygulamasının yüzeysel erozyon ve çatlaklara yol açtığı gözlemlenmiş, MTA'da total etch sistemlerin bağlanma dayanımının yüksek çıkması bu durumla ilişkilendirilmiştir (68). Yaptığımız çalışmada da total etch sistemler daha yüksek bağlanma dayanım değerleri göstermiştir ancak self etch sistemlerle aralarında anlamlı fark yoktur. Bu yönüyle AMTA kullanılan bu çalışma, bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir (68).

Çalışmamızda MTA gruplarında self etch ve universal sistemler arasında ise en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Clearfil SE Bond gruplarında gözlenmiş olup, Universal Bond Quick hariç diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p > 0.05$). Universal Bond Quick; bağlanma dayanımını arttırdığı ileri sürülen bir monomer olan 10-MDP içermesine rağmen tüm kaplama materyali gruplarında (ProRootMTA, Theracal LC, Apacal Art) en düşük bağlanma dayanım değerlerini

gösterdi (93). Bunun sebebi olarak HEMA içeriğinin düşük olması gösterilebilir. Çünkü Universal Bond Quick'in HEMA içeriği (%2.5-10) kullandığımız self etch sistemlere göre (~%20 – 40) oldukça düşüktür. HEMA, ekspoz kollajen ağlarına adeziv ajanın difüzyonunu sağlayan ıslatıcı bir monomerdir. HEMA'nın bu etkisi adeziv ajanın bağlanma dayanımını artırır (12, 67, 94). Universal Bond Quick'in pH değeri (2.3) çalışmamızda kullandığımız universal sistemlerin ve self etch sistemlerin pH değerlerine yakın olması nedeniyle pH'ın bağlanma dayanımına etkisi olup olmadığı hakkında bir fikir vermemektedir. Bununla birlikte Universal Bond Quick'in içeriğindeki su oranı tespit edilemediğinden; su oranının bağlanma dayanımına etkisi olup olmadığı hakkında bir görüş ileri sürülemedi.

Theracal LC üzerinde; total etch sistemin, self etch sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği çalışma olduğu gibi (68), her iki sistem arasında anlamlı fark gözlenmeyen çalışma da mevcuttur (89). Bizim çalışmamızda ise Theracal LC grupları kendi içinde değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma değerleri self etch sistemler olan; Clearfil SE Bond, All Bond SE, Clearfil S3 Bond'da gözlenmiş olup gruplar arasında anlamlı fark yoktur ($p>0.05$). En yüksek bağlanma değerlerinin gözlendiği Clearfil SE Bond; universal sistemler ve total etch sistemler arasında istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.05$). Clearfil SE Bond ($pH<2,5$) ve Clearfil S3 Bond ($pH=2,3$); orta dereceli self etch sistemler olup 10-MDP monomeri içermektedir. 10-MDP monomerin içerdiği fosfat grupları hidroksiapatit içindeki kalsiyum ile iyonik kimyasal bağ oluşturur. Bu kimyasal bağlantı adezivin performansını artırır (80, 93, 95). Theracal LC kalsiyum içerikli bir materyaldir. Bundan dolayı Clearfil SE Bond ve Clearfil S3 Bond gruplarında makaslama bağlanma dayanım değerleri yüksek gözlenmiş olabilir. En yüksek bağlanma değerlerinin gözlendiği ikinci grup olan All Bond SE'nin universal sistemler ve total etch olan Single Bond 2 ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$). All Bond SE ($pH<3$)'nin HEMA içeriği; %30-50 olup bu oran diğer self etch sistemlere göre daha fazladır. Yüksek HEMA oranı All Bond SE'nin performansını arttırmış olabilir (94).

Çalışmamızda Apacal Art grupları kendi içinde incelendiğinde; en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerleri total etch sistemler olan Optibond FL, Single Bond 2 ve universal sistem olan Single Bond Universal'de gözlenmiş olup; Prime Bond Universal'in bağlanma dayanım değerleri bu değerlere yakındır ($p>0.05$). Total etch sistemlerin mine ve dentine yüksek bağlanma gösterdiklerini belirten birçok çalışma vardır (66, 74). Apacal Art'nin de nanohidroksiapatit içerikli olması diş dokularına benzer şekilde total etch sistemlerle yüksek bağlanma dayanımı göstermesine sebep olabilir. Optibond FL içeriğindeki gliserolfosfat dimetakrilat (GPDM); kısa zincir aralıkları ve yüksek hidrofilitate göstererek kuvvetli asit etkisine göre daha iyi ıslanabilirlik sağlar. Bunun sonucunda self etch adezivlere göre hidroksiapatitle kimyasal bağlantı yaparak yüksek bağlanma dayanımı sağlar (71, 72, 80). Single Bond Universal, 'Vitrebond kopolimer' denilen metakrilat modifiye polialkenoik asit içermektedir. Polialkenoik asitin dentine bağlanma dayanımını arttırdığına dair bazı görüşler ileri sürülmüştür. Polialkenoik asitin; smear tabakasını uzaklaştırdığı ve diş dokularındaki fazla demineralizasyonu engellediği savunulmuştur. Üçüncü olarak da polialkenoik asitteki karboksil grupları ile hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum arasında iyon alış-verişi olur. Polialkenoik asit ve hidroksiapatit birbirlerine kimyasal olarak bağlanırlar. Böylece polialkenoik asit ile hidroksiapatit arasında kuvvetli bir etkileşim oluşur. (66, 72, 80). Ayrıca polialkenoik asitin yüksek molekül ağırlığı, adeziv solüsyonun çözünmesini engeller ve rezinin formasyonuna öncülük eder (72).

Theracal LC ve Apacal Art grupları kıyaslandığında; Apacal Art gruplarında makaslama bağlanma dayanım değerleri daha yüksek bulunmuş olup, iki grup arasında total etch sistemler ve universal sistemlerde anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). İki materyal de rezin içerikli olmasına rağmen Apacal Art grubunun değerlerinin yüksek bulunmasının nedeni içeriğindeki hidroksiapatit olabilir. Ortamdaki hidroksiapatitler fonksiyonel monomerlerle kimyasal olarak reaksiyona girebilen reseptör görevi görür ve mikromekanik hibridizasyon sağlayarak adeziv performansını artırabilir (93).

ProRootMTA, Fuji IX, Theracal LC'nin bağlanma dayanımlarını farklı adeziv ajanlar kullanarak değerlendiren bir çalışmada, bağlanma yüzeylerindeki kırılma tipleri incelenmiştir. MTA gruplarında çoğunlukla adeziv kırılma gözlenmiş olup, MTA içinde

gerçekleşen koheziv kırılmalar da mevcuttur. Theracal LC gruplarında çoğunlukla mix kırılma gözlenmiştir. Bunu kompozit içinden gerçekleşen koheziv kırılma takip etmektedir. Fuji IX gruplarında kaplama materyali içinde gerçekleşen koheziv kırılma en çok gözlenen kırılma tipi olmuştur (89). Theracal LC ve MTA Angelus (AMTA) üzerinde yapılan başka bir çalışmada ise, AMTA grubu final sertleşmesi için 72 saat bekletilmiş, Theracal LC grubunun makaslama bağlanma dayanım değerlerinin AMTA grubundan daha yüksek olduğunu gözlemlenmiştir. Theracal LC gruplarında çoğunlukla adeziv kırılma gözlenirken, MTA Angelus gruplarında koheziv kırılma gözlenmiştir. MTA Angelus gruplarındaki kırılma genellikle MTA içinde gerçekleşmiştir (68). Çalışmamızda pulpa kaplama materyallerine farklı adeziv ajanlar uygulandığında gözlenen kırılma tipleri adeziv, koheziv-kaplama materyali içinde gerçekleşen, koheziv-kompozit içinde gerçekleşen, mix kırılma olmak üzere dört grup altında incelendi. Adeziv kırılma tipi zayıf bağlanma dayanımını gösterirken (89), kompozit içinde gerçekleşen koheziv kırılma kuvvetli bağlanmanın belirtisi olabilir. Yaptığımız çalışmada; MTA gruplarında neredeyse bütün örneklerde adeziv veya MTA içinde meydana gelen koheziv kırılma gözlenmiştir. Adeziv kırılma, düşük bağlanma dayanımının göstergesidir (89). MTA gruplarında düşük bağlanma dayanımı elde ettiğimiz verilerle desteklendi. MTA gruplarında, MTA içinde meydana gelen koheziv kırılmanın fazla gözlenmesi, MTA'nın kırılğan (48), kumlu- taneli yapıda olmasından ve su içermesinden kaynaklanıyor olabilir (88). Bu durum, geçmişte yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (68, 89). Theracal LC gruplarında; adeziv kırılmalar daha çok universal sistemlerde gözlenmekle birlikte ağırlıklı olarak mix kırılma gözlendi. Kaplama materyali ve kompozit kaynaklı koheziv kırılmalar da mevcuttur. Apacal Art gruplarında; kaplama materyali içinde oluşan koheziv ve mix kırılmalar daha fazla olmak üzere tüm kırılma tipleri gözlendi. Kruskal Wallis testlerinde tüm gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p>0.05$).

Çalışmamızda elde edilen veriler erken dönem bağlanma dayanımı değerleridir. Yani bağlanma dayanım deneyleri, kompozit örnekler hazırlandıktan bir gün sonra yapılmış olup örneklere herhangi bir yaşlandırma işlemi yapılmadı. İlerideki çalışmalarda yaşlandırma işleminin de yapılması ile erken dönem bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırılarak pulpa kaplama materyalleri ile adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarıyla ilgili daha fazla fikir sahibi olunabilir. Ayrıca bu tez çalışması in-vitro

olup, ileride yapılacak klinik çalışmalarla desteklenmesi adezivlerin pulpa kaplama materyallerine bağlanma dayanımlarıyla ilgili daha fazla veri elde edilmesini sağlayacaktır. Böylece pulpa kaplama materyalleri ve adeziv ajanların klinik kullanımıyla ilgili daha fazla bilgi elde edilebilir.



8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Total etch adezivler (Optibond FL, Single Bond 2), self etch adezivler (Clearfil S3 Bond, All Bond SE, Clearfil SE Bond) ve universal adezivlere (Universal Bond Quick, Prime Bond Universal, Single Bond Universal) göre MTA'ya daha yüksek bağlanma dayanımı gösterir, ancak aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).
2. Theracal LC gruplarında self etch sistemler daha etkindir ($p<0.05$).
3. Apacal Art gruplarında total etch ve bazı universal sistemlerin bağlanma dayanımı daha yüksek olmakla birlikte self etch sistemlerle aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$).
4. MTA ve Apacal Art de en yüksek bağlanma dayanımı total etch sistemlerde gözlenmiştir; ancak bazı universal sistemlerin bağlanma dayanımı, total etch sistemlerin bağlanma dayanımına yakındır.
5. Bu çalışmanın bulgularına göre; MTA grubu dışındaki kaplama materyalleri (Theracal LC ve Apacal Art) için teknik hassasiyeti düşük olan universal sistemler kabul edilebilir bağlanma dayanımı göstermiştir.
6. Bütün adeziv grupları arasında en düşük bağlanma dayanım değerleri; piyasaya yeni çıkmış bir ürün olan Universal Bond Quick'te gözlenmiş olup bu adezive ait literatürde herhangi bir araştırma mevcut değildir. İlerde bu konuyla ilgili daha kapsamlı in-vitro ve klinik araştırmalar yapılabilir.
7. Önümüzdeki çalışmalarda universal sistemler hem asitli hem asitsiz formda kullanılarak asit uygulamasının universal sistemlerde bağlanma dayanımına etkisi diğer sistemlerle kıyaslanarak incelenebilir. Ayrıca in-vitro çalışmalar klinik çalışmalarla desteklenerek adezivlerin ve kaplama materyallerinin klinik kullanımlarıyla ilgili daha fazla veri elde edilebilir.

9. KAYNAKLAR

1. Hilton TJ (2009). Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Operative dentistry* 34(5): 615-625.
2. Hargreaves KM, Berman LH (2015). *Cohen's pathways of the pulp* Elsevier Health Sciences.
3. Hilton T, Ferracane J, Mancl L, Dentistry NP-bRCiE-b (2013). Comparison of CaOH with MTA for direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. *Journal of dental research* 92(7_suppl): S16-S22.
4. Stuart KG, Miller CH, Brown CE, Newton CW (1991). The comparative antimicrobial effect of calcium hydroxide. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 72(1): 101-104.
5. Majeed A, AlShwaimi E (2017). Push-out bond strength and surface microhardness of calcium silicate-based biomaterials: an in vitro study. *Medical Principles and Practice* 26(2): 139-145.
6. Kundzina R, Stangvaltaite L, Eriksen H, Kerosuo E (2017). Capping carious exposures in adults: a randomized controlled trial investigating mineral trioxide aggregate versus calcium hydroxide. *International endodontic journal* 50(10): 924-932.
7. Gandolfi M, Siboni F, Prati C (2012). Chemical–physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *International endodontic journal* 45(6): 571-579.
8. Bayrak S, Tunç ES, Saroglu I, Egilmez T (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental materials journal* 28(1): 62-67.
9. Tunç EŞ, Bayrak Ş, Eğılmez T (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *Journal of Endodontics* 34(5): 603-605.
10. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt C, Schaller Hg (2007). Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system–2-year results. *Journal of oral rehabilitation* 34(11): 855-861.
11. Swift EJ (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric dentistry* 24(5): 456-461.

12. Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J (2015). Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal* 26(1): 3-10.
13. Murray Pe, About I, Franquin J-C, Remusat M, Smith Aj (2001). Restorative pulpal and repair responses. *The Journal of the American Dental Association* 132(4): 482-491.
14. Orhan AI, Oz FT, Orhan K (2010). Pulp exposure occurrence and outcomes after 1- or 2-visit indirect pulp therapy vs complete caries removal in primary and permanent molars. *Pediatric dentistry* 32(4): 347-355.
15. Murray PE, Windsor LJ, Smyth TW, Hafez AA, Cox CF (2002). Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 13(6): 509-520.
16. Parirokh M, Torabinejad M, Dummer P (2017). Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: An updated overview-Part I: Vital pulp therapy. *International endodontic journal*.
17. Dentistry AAoP (2007). Guideline on Pulp Therapy for Primary and Immature Permanent Teeth. Reference manual 2007-08. *Pediatr Dent* 29: 1-271.
18. Qureshi A, Soujanya E, Nandakumar P (2014). Recent advances in pulp capping materials: an overview. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 8(1): 316.
19. Fagundes TC, Barata TJE, Prakki A, Bresciani E, Pereira JC (2009). Indirect pulp treatment in a permanent molar: case report of 4-year follow-up. *Journal of Applied Oral Science* 17(1): 70-74.
20. Ricketts D (2001). Restorative dentistry: management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex. *British dental journal* 191(11): 606-610.
21. Leksell E, Ridell K, Cvek M, Mejare I (1996). Pulp exposure after stepwise versus direct complete excavation of deep carious lesions in young posterior permanent teeth. *Dental Traumatology* 12(4): 192-196.
22. Alaçam T (2000). Dentin ve pulpa tedavileri. *Endodonti, II Baskı, Bölüm 6*, 107-157.
23. Lee D, Bogen G (2001). Multifaceted use of ProRoot™ MTA root canal repair material. *Pediatric Dent* 23(4): 326-330.

24. Murray PE, Garcia-Godoy F (2006). The incidence of pulp healing defects with direct capping materials. *American journal of dentistry* 19(3): 171.
25. Witherspoon DE, Small JC, Harris GZ (2006). Mineral trioxide aggregate pulpotomies: a case series outcomes assessment. *The Journal of the American Dental Association* 137(5): 610-618.
26. Mohammadi Z, Dummer PMH (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International endodontic journal* 44(8): 697-730.
27. Fava L, Saunders W (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *International endodontic journal* 32(4): 257-282.
28. Aşçı SK. Endodonti.
29. Schröder U (1985). Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *Journal of dental research* 64(4): 541-548.
30. Hebling J, Giro EMA, de Souza Costa CA (1999). Biocompatibility of an adhesive system applied to exposed human dental pulp. *Journal of Endodontics* 25(10): 676-682.
31. Graham L, Cooper PR, Cassidy N, Nor JE, Sloan AJ, Smith AJ (2006). The effect of calcium hydroxide on solubilisation of bio-active dentine matrix components. *Biomaterials* 27(14): 2865-2873.
32. Goldberg M, Smith AJ (2004). Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: a biological basis for repair and tissue engineering. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 15(1): 13-27.
33. Mizuno M, Banzai Y (2008). Calcium ion release from calcium hydroxide stimulated fibronectin gene expression in dental pulp cells and the differentiation of dental pulp cells to mineralized tissue forming cells by fibronectin. *International Endodontic Journal* 41(11): 933-938.
34. Fernandes AM, Silva GA, Lopes N, Napimoga MH, Benatti BB, Alves JB (2008). Direct capping of human pulps with a dentin bonding system and calcium hydroxide: an immunohistochemical analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 105(3): 385-390.

35. Ranly D, Garcia-Godoy F (2000). Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *Journal of Dentistry* 28(3): 153-161.
36. Akcay M, Sari S, Duruturk L, Gunhan O (2015). Effects of sodium hypochlorite as disinfectant material previous to pulpotomies in primary teeth. *Clinical oral investigations* 19(4): 803-811.
37. Bakhtiar H, Nekoofar MH, Aminishakib P, Abedi F, Moosavi FN, Esnaashari E, Azizi A, Esmailian S, Ellini MR, Mesgarzadeh V (2017). Human Pulp Responses to Partial Pulpotomy Treatment with TheraCal as Compared with Biodentine and ProRoot MTA: A Clinical Trial. *Journal of endodontics* 43(11): 1786-1791.
38. Namazikhah M, Nekoofar MH, Sheykhrezae M, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, Mohammadi M, Dummer PMH (2008). The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal* 41(2): 108-116.
39. Witherspoon DE (2008). Vital pulp therapy with new materials: new directions and treatment perspectives—permanent teeth. *Journal of endodontics* 34(7): S25-S28.
40. Camilleri J, Pitt Ford T (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *International endodontic journal* 39(10): 747-754.
41. Parirokh M, Torabinejad M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics* 36(1): 16-27.
42. Srinivasan V, Waterhouse P, Whitworth J (2009). Mineral trioxide aggregate in paediatric dentistry. *International Journal of Paediatric Dentistry* 19(1): 34-47.
43. Rao A, Rao A, Shenoy R (2009). Mineral trioxide aggregate—a review. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 34(1): 1-8.
44. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association* 130(7): 967-975.
45. Yamamoto S, Han L, Noiri Y, Okiji T (2017). Evaluation of the Ca ion release, pH and surface apatite formation of a prototype tricalcium silicate cement. *International endodontic journal*.

46. Kayahan M, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, Dummer PMH (2009). Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal* 42(11): 1004-1014.
47. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of endodontics* 21(7): 349-353.
48. Ajami A-A, Bahari M, Hassanpour-Kashani A, Abed-Kahnamoui M, Savadi-Oskoe A, Azadi-Oskoe F (2017). Shear bond strengths of composite resin and giomer to mineral trioxide aggregate at different time intervals. *Journal of clinical and experimental dentistry* 9(7): e906.
49. Sluyk S, Moon P, Hartwell G (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *Journal of Endodontics* 24(11): 768-771.
50. Lee H, Shin Y, Kim S-O, Lee H-S, Choi H-J, Song JS (2015). Comparative study of pulpal responses to pulpotomy with ProRoot MTA, RetroMTA, and TheraCal in dogs' teeth. *Journal of endodontics* 41(8): 1317-1324.
51. Camilleri J (2008). Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal* 41(5): 408-417.
52. Aminoshariae A, Hartwell GR, Moon PC (2003). Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *Journal of Endodontics* 29(10): 679-682.
53. Torabinejad M, Parirokh M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of endodontics* 36(2): 190-202.
54. Hinata G, Yoshiba K, Han L, Edanami N, Yoshiba N, Okiji T (2017). Bioactivity and biomineralization ability of calcium silicate-based pulp-capping materials after subcutaneous implantation. *International endodontic journal*.
55. Aeinehchi M, Eslami B, Ghanbariha M, Saffar A (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. *International Endodontic Journal* 36(3): 225-231.
56. Parirokh M, Torabinejad M (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of endodontics* 36(3): 400-413.

57. Silva MJB, Vieira LQ, Sobrinho APR (2008). The effects of mineral trioxide aggregates on cytokine production by mouse pulp tissue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 105(5): e70-e76.
58. Moradi S, Saghravanian N, Moushekhian S, Fatemi S, Forghani M (2015). Immunohistochemical evaluation of fibronectin and tenascin following direct pulp capping with mineral trioxide aggregate, platelet-rich plasma and propolis in dogs' teeth. *Iranian endodontic journal* 10(3): 188.
59. Anthonappa R, King N, Martens L (2013). Is there sufficient evidence to support the long-term efficacy of mineral trioxide aggregate (MTA) for endodontic therapy in primary teeth? *International endodontic journal* 46(3): 198-204.
60. Accorinte M, Loguercio AD, Reis A, Carneiro E, Grande R, Murata S, Holland R (2008). Response of human dental pulp capped with MTA and calcium hydroxide powder. *Operative dentistry* 33(5): 488-495.
61. <http://www.prevestdenpro.com/prevestadmin/files/2017101212952850.pdf>.
62. Jayasheel A, Niranjana N, Pamidi H, Suryakanth MB (2017). Comparative Evaluation of shear Bond Strength of universal Dental Adhesives-An in vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry* 9(7): e892.
63. Roberson T, Heymann H, SWIFT JR E. (2002). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, mosby, st. Louis; p.
64. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington*-28(3): 215-235.
65. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry* 26(1): 1-20.
66. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental materials journal* 24(1): 1-13.
67. Carneiro KGK, Lobato MF, e Souza S, de Almeida Rodrigues P, Góes MFd (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science* 18(3): 207-214.

68. Karadas M, Cantekin K, Gumus H, Ateş SM, Duymuş ZY (2016). Evaluation of the bond strength of different adhesive agents to a resin-modified calcium silicate material (TheraCal LC). *Scanning* 38(5): 403-411.
69. Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ (1991). Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence International* 22(1).
70. Mitchem JC, Gronas DG (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *The Journal of the American Dental Association* 113(2): 285-287.
71. Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini M (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clinical oral investigations* 21(5): 1707-1715.
72. Loguercio A, Luque-Martinez I, Muñoz M, Szesz A, Cuadros-Sánchez J, Reis A (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative dentistry* 39(6): 652-662.
73. Phrukkanon S, Burrow M, Hartley P, Tyas M (2000). The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dental Materials* 16(4): 255-265.
74. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J (2012). Bonding effectiveness of a new ‘multi-mode’ adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry* 40(6): 475-484.
75. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, Breschi L (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of dentistry* 42(5): 603-612.
76. Pinzon LM, Watanabe LG, Reis AF, Powers JM, Marshall SJ, Marshall GW (2013). Analysis of interfacial structure and bond strength of self-etch adhesive systems. *American journal of dentistry* 26(6): 335.
77. Zhang Sc, Kern M (2009). The Role of Host-derived Dentinal Matrix Metalloproteinases in Reducing Dentin Bonding of Resin Adhesives. *International journal of oral science* 1(4): 163.
78. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, Chen J-H, Pashley DH, Tay F (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *Journal of dentistry* 43(5): 525-536.

79. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials* 32(2): e9-e21.
80. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, Miyazaki M (2017). Comparison between universal adhesives and two-step self-etch adhesives in terms of dentin bond fatigue durability in self-etch mode. *European Journal of Oral Sciences* 125(3): 215-222.
81. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD (2014). Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials* 30(10): 1126-1135.
82. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, Loguercio A (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Operative Dentistry* 39(2): 113-127.
83. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry* 41(5): 404-411.
84. Zhang Z-y, Tian F-c, Niu L-n, Ochala K, Chen C, Fu B-p, Wang X-y, Pashley DH, Tay FR (2016). Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *Journal of dentistry* 45: 43-52.
85. Sai K, Shimamura Y, Takamizawa T, Tsujimoto A, Imai A, Endo H, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M (2016). Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *Journal of dentistry* 54: 56-61.
86. Sudsangiam S, van Noort R (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *Journal of Adhesive Dentistry* 1(1).
87. Hara A, Pimenta L, Rodrigues A (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials* 17(2): 165-169.
88. Atabek D, Sillelioğlu H, Ölmez A (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of endodontics* 38(9): 1288-1292.

89. Alzraikat H, Taha NA, Qasrawi D, Burrow MF (2016). Shear bond strength of a novel light cured calcium silicate based-cement to resin composite using different adhesive systems. *Dental materials journal* 35(6): 881-887.
90. Shin J-H, Jang J-H, Park SH, Kim E (2014). Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *Journal of endodontics* 40(8): 1210-1216.
91. Oskoee SS, Bahari M, Kimyai S, Motahhari P, Eghbal MJ, Asgary S (2014). Shear bond strength of calcium enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin with two different adhesive systems. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 11(6): 665.
92. Cantekin K (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 39(2): 143-148.
93. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research* 83(6): 454-458.
94. Van Landuyt K, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of dental research* 84(2): 183-188.
95. McLean D, Meyers E, Guillory V, Vandewalle K (2015). Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry* 40(4): 410-417.

10. EKLER

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

TC Kimlik No

Soyadı, Adı

Uyruğu

Doğum tarihi ve yeri

Medeni hali

Telefon

E-posta

EĞİTİM BİLGİLERİ

Uzmanlık

Lisans

Lise

Yabancı Dil

YAYINLAR/BİLDİRİLER

Uluslararası ve Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Bildiriler

1. Baltacıoğlu E, Türk I, ‘Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Öğrencilerinin Ağız Bakım Alışkanlıklarının Değerlendirilmesi’ 46.Türk Periodontoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 5-6 Mayıs 2016, İzmir, Türkiye

2. Baltacıoğlu E, Serin Kalay T, Kara E, ‘Diastema Closure in Anterior Teeth and Mobile Teeth Stabilization with Fiber Splint: A Case Report’ 21. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 13-15 Ekim 2017, İstanbul, Türkiye