



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

TRİKALSİYUM SİLİKAT ESASLI SİMANIN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERLE KOMPOMER MATERYALİNE BAĞLANTI
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. SEDEF AKSOY

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK BİTİRME TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

SİVAS
2015

T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

TRİKALSİYUM SİLİKAT ESASLI SİMANIN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERLE KOMPOMER MATERYALİNE BAĞLANTI
DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. SEDEF AKSOY

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK BİTİRME TEZİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. MURAT ÜNAL

SİVAS
2015

“Trikalsiyum Silikat Esaslı Simanın Farklı Adeziv Sistemlerle Kompomer Materyaline Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

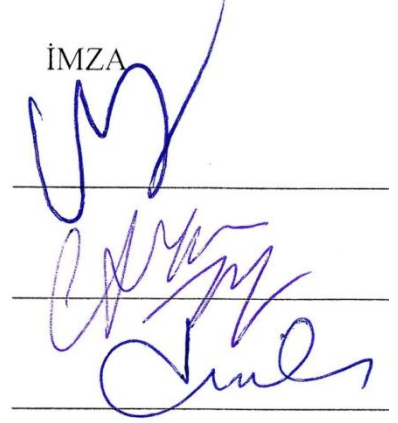
AD SOYAD

İMZA

Başkan Doç.Dr. Murat ÜNAL

Üye Doç.Dr. Ayça Tuba ULUSOY YAMAK

Üye Doç.Dr. Arife KAPDAN



ONAY

Bu tez çalışması, 27.10.2015 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKAN VEKİLİ

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

ÖZET
TRİKALSİYUM SİLİKAT ESASLI SİMANIN FARKLI ADEZİV SİSTEMLERLE
KOMPOMER MATERYALİNE BAĞLANTI DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Sedef AKSOY

Uzmanlık Tezi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Murat ÜNAL

2015, 107 Sayfa

Bu çalışmanın amacı; farklı sürelerde bekletilmiş Biodentine'in, farklı adeziv sistemler kullanılarak kompomer materyaline makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

Çalışmada, merkezinde 4 mm çapa ve 2 mm derinliğe sahip bir boşluk olan 350 akrilik blok hazırlandı. Biodentine üretici firmaların talimatına uygun olarak karıştırılarak, hazırlanan boşluklar Biodentine ile tamamen dolduruldu. Ardından örnekler her bir grupta 70 örnek olacak şekilde bekletme zamanlarına (12 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) göre 5 gruba ayrıldı. Gruplar sırasıyla 12 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat olmak üzere, 37°C' de, %100 nemli bir ortamda sertleşene kadar bekletildi. Bekletme sürelerine ait 70'er örnek içeren 5 grup, her bir grupta 10 örnek olacak şekilde 7 alt gruba ayrıldı; Grup 1: Prime&Bond NT (PB), Grup 2: Single Bond Universal/Scotchbond Universal self-etch uygulama (SBU-SE), Grup 3: Single Bond Universal/Scotchbond Universal etch and rinse uygulama (SBU-ER), Grup 4: All Bond Universal self-etch uygulama (ABU-SE), Grup 5: All-Bond Universal etch and rinse uygulama (ABU-ER), Grup 6: G-aenial Bond/G-Bond Plus self-etch uygulama (GB-SE), Grup 7: G-aenial Bond/G-Bond Plus etch and rinse uygulama (GB-ER). Bütün gruplarda ilgili adeziv sistem, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde Biodentine üzerine uygulandıktan sonra kompomer materyali(Dyract XP) ortasında 2 mm çap ve 2 mm yüksekliğinde boşluk bulunan metal bir kalıp yardımıyla Biodentine üzerine yerleştirildi. Polimerize edilen örnekler 37°C'de %100 nemlilikte 24 saat boyunca bekletildi.

Makaslama bağlanma dayanımı testi universal bir test cihazında 1 mm/dakika hızında gerçekleştirildi. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri MPa cinsinden

hesaplandı. Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri stereomikroskop ile X25 büyütme altında incelenerek kırılma tipleri belirlendi. Örneklerdeki kırılma tipleri Biodentine içinde koheziv, kompomer içinde koheziv, adeziv ve miks olarak sınıflandırıldı. Daha sonra 12 dakika ve 96 saat gruplarından rastgele 2 örnek seçilerek çeşitli büyütme altındaki SEM görüntüleri elde edildi. Gruplar arasında medyan makaslama bağlanma dayanımı yönünden farkın önemi bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testiyle ikiden fazla grup arasındaki farkın önemi ise Kruskal Wallis testiyle incelendi. Tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapıldı.

PB ve ABU-SE grupları dışındaki gruplarda, Biodentine'in 12 dakika bekletildiği örneklerde diğer bekletme sürelerine ait örneklerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük makaslama bağlanma değerleri elde edilirken; diğer bekletme süreleri arasında makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı performansları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. SE ya da ER tekniğiyle uygulamanın, universal adeziv sistemlerin Biodentine'in kompomere makaslama bağlanma dayanımları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür. Stereomikroskop ve SEM görüntülerinde, 12 dakika gruplarında Biodentine içerisinde daha yüzeysel koheziv kırıklar gözlenirken; 4. gün gruplarında daha derin koheziv kırıklar görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Biodentine, Kompomer, Universal Adezivler, Makaslama Dayanımı.

ABSTRACT

EVALUATION OF BOND STRENGTH OF DIFFERENT ADHESIVE SYSTEMS TO TRICALCIUM SILICATE-BASED CEMENT

Dt. Sedef AKSOY

Uzmanlık Tezi, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Murat ÜNAL

2015, 107 Sayfa

The aim of this study was to compare the shear bond strengths of various adhesive systems to Biodentine with different time intervals.

Three hundred and fifty cylindrical acrylic blocks with a hole 4-mm diameter and 2-mm height were prepared. The holes were filled with Biodentine, and the specimens were allocated into 5 groups according to waiting times (12 minutes, 24 hours, 48 hours, 96 hours). The specimens were stored at 37°C with 100% humidity for 12 minutes, 24, 48, 72 and 96 hours to encourage setting, respectively. Each group was divided into 7 subgroups; Group 1: Prime&Bond NT (PB), Group 2: Single Bond Universal/Scotchbond Universal self-etch mode (SBU-SE), Group 3: Single Bond Universal/Scotchbond Universal etch and rinse mode (SBU-ER), Group 4: All Bond Universal self-etch mode (ABU-SE), Group 5: All Bond Universal etch and rinse mode (ABU-ER), Group 6: G-aenial Bond/ G-Bond Plus self-etch mode (GB-SE), Group 7: G-aenial Bond/G-Bond Plus etch and rinse mode (GB-ER). In all groups, the corresponding adhesive system was applied over Biodentine according to the manufacturer's instructions. A compomer material, was applied into a cylindrical shaped plastic matrix with an internal diameter of 2 mm and a height of 2 mm. The polymerized specimens were stored in %100 relative humidity at 37°C for 24 hours.

Shear bond strengths were measured using a universal testing machine at a crosshead speed of 1,0 mm/min. Shear bond strength in MPa was calculated by dividing the peak load at failure with the specimen surface area. After the shear bond strength test, the fractured surfaces were examined under a stereomicroscope at 25× magnification. Specimen fractures were classified as follows: cohesive failure exclusively within Biodentine, cohesive failure exclusively within compomer, adhesive or mixed failure when 2 modes of failure happened simultaneously. Then from 2

specimens which randomly chosen from 12 minutes and 96 hours group, SEM images were obtained at various magnifications. The data were analyzed using Mann-Whitney U and Kruskal-Wallis tests with Bonferroni Correction.

Except from PB and ABU-SE groups, statistically significant lower shear bond values is obtained at 12 minutes groups. There was no statistically significant difference in shear bond values strength between the other waiting periods. The shear bond strength of adhesive systems, there was no statistically significant difference between performance. The use of each universal adhesive in either ER or SE application mode did not result in significantly different shear bond strength to Biodentine.

Keywords: Biodentine, Compomer, Universal adhesives, Shear strength.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne desteğini ve hoşgörüsünü benden esirgemeyen, tez çalışmalarım sırasında fikirleri ile bana yol gösteren değerli danışman hocam Doç.Dr. Murat ÜNAL'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca, eğitim sürecimle yakından ilgilenen ve zor durumlarımda yol gösterici olan, emeğini, sevgisini ve anlayışını benden hiç eksik etmeyen çok sevdiğim hocam Doç.Dr. Arife KAPDAN'a,

Eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve klinik deneyimlerinden yararlandığım, destek, ilgi ve yardımlarıyla her zaman yanımda olan çok sevgili hocam Doç.Dr. Fatih ÖZNURHAN'a,

Uzmanlık eğitimim sırasında bana karşı her zaman anlayışlı olan ve her konuda desteğini hiç esirgemeyen sevgili hocam Yrd.Doç.Dr. Burak BULDUR'a,

Tez çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan kıymetli arkadaşlarım Dt. Tuğba ARI, Dt. Merve Nur AYDIN, Dt. Seniha GÜLER, Dt. İbrahim ŞİMŞEK ve Murat AKBULUT'a,

Tanımaktan ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum ve yoğun çalışma tempomuzda gösterdikleri arkadaşlıklarıyla her zaman sevgiyle hatırlayacağım C.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği ailesine,

Her konuda bilgisi ve yardımları ile bana destek olan Yrd.Doç.Dr. Alper KAPDAN'a,

Sonsuz emek ve sevgileri ile beni bugünlere getiren, maddi ve manevi destekleriyle hep yanımda hissettiğim çok sevdiğim aileme,

Sevgisi ve anlayışı ile her zaman yanımda olan, varlığıyla güçlendiğim sevgili eşim Dr. Serkan AKSOY'a

Tüm kalbimle teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ	xiii
SİMGELER DİZİNİ.....	xiv
KISALTMALAR DİZİNİ	xv
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Süt Dişi Vital Pulpa Tedavileri.....	4
2.1.1 Pulpa Kaplamaları.....	4
2.1.1.1 İndirekt Pulpa Kaplaması	4
2.1.1.2 Direkt Pulpa Kaplaması.....	6
2.1.2 Amputasyon.....	7
2.2 Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Ajanlar	9
2.2.1 Kalsiyum Hidroksit	9
2.2.2 Calcium Enriched Mixture (CEM)	10
2.2.3 BioAggregate	11
2.2.4 TheraCal	12
2.2.5 Mineral Trioksit Agregate (MTA)	13
2.2.5.1 Kimyasal İçerik ve Bileşimi	13
2.2.5.2 Hazırlanması	13
2.2.5.3 Sertleşme Süresi	14
2.2.5.4 Radyoopasite.....	14
2.2.5.5 pH ve Çözünürlük	15
2.2.5.6 Klinik Kullanımı	15
2.2.6 Biodentine.....	16
2.2.6.1 Kompozisyonu ve Sertleşme Reaksiyonu	16
2.2.6.2 Fiziksel ve Mekanik Özellikler	18
2.2.5.3 Biyouyumluluk ve Antibakteriyel Etkinliği	20
2.2.6.4 Klinik Kullanım Alanları.....	21
2.3 Adezyon.....	22
2.3.1 Adezyon Mekanizmaları	22

2.4 Dental Adeziv Sistemler.....	23
2.4.1 Dentin Adeziv Sistemlerin Günümüzde Kullanılan Sınıflandırması.....	23
2.4.1.1 Total-etch Adeziv Sistemler	24
2.4.1.2 Self-etch Adeziv Sistemler	24
2.4.1.3 Cam İyonomer Adeziv Sistemler	26
2.4.1.4 Universal Adeziv Sistemler	26
2.4.1.4.1 Universal Adeziv Sistemlerle Yapılan Çalışmalar.....	28
2.5 Kompomer	30
2.6 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Metodu	32
2.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Hakkında Genel Bilgiler	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1 Örneklem Genişliğinin Hesaplanması.....	35
3.2 Akrilik Kalıpların Hazırlanması	36
3.3 Akril Kalıpların İçerisine Biodentine Yerleştirilmesi.....	38
3.4 Biodentine'nin Bekletilme Zamanlarına Göre Grupların Ayrılması	39
3.5 Adeziv Sistemlerin Türü ve Uygulanma Şekillerine Göre Grupların Ayrılması ..	39
3.7 Kompomer Uygulanması	42
3.8 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	43
3.9 Biodentine ve Kompomer Ara Yüzeyinde Oluşan Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi	43
3.10 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi.....	44
3.11 İstatistiksel Analiz.....	46
4. BULGULAR.....	47
4.1 Makaslama Testine Ait Bulgular	47
4.2 Stereomikroskop Analizi Bulguları (Kırılma Tipi Analizine Ait Bulgular)	55
4.3 SEM Bulguları.....	59
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇLAR	77
KAYNAKLAR	78
ÖZGEÇMİŞ	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1: Akrilik kalıpların hazırlanması.....	36
Şekil 3.2: Çalışmada kullanılan materyaller.....	38
Şekil 3.3: Akrilik kalıplara yerleştirilmiş Biodentine.....	39
Şekil 3.4: Örneklerle kompomer uygulanması.....	42
Şekil 3.5: Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması.....	43
Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan stereomikroskop.....	44
Şekil 3.7: Altın kaplama cihazı.....	45
Şekil 3.8: SEM cihazı.....	45
Şekil 4.1: Materyal ve bekleme sürelerine göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	50
Şekil 4.2: Her bir bekletme süresi içerisinde SE gruplara göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	51
Şekil 4.3: Her bir bekletme süresi içerisinde ER gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	52
Şekil 4.4: Her bir bekletme süresi ve materyale göre uygulama tekniğinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi.....	54
Şekil 4.5: Kopma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri.....	55
Şekil 4.6: 12 dakika gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.....	57
Şekil 4.7: 24 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.....	57
Şekil 4.8: 48 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.....	58
Şekil 4.9: 72 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.....	58
Şekil 4.10: 96 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.....	59
Şekil 4.11: 12 dakika bekletilen Biodentine grubundan rastgele seçilmiş bir koheziv örnekten alınmış SEM görüntüleri (A: 70X, B: 150X, C: 500X ve D:5000X büyütme görüntüleri.....	60
Şekil 4.12: 96 saat bekletilen Biodentine grubundan rastgele seçilmiş bir koheziv örnekten alınmış SEM görüntüleri (A: 70X, B: 150X, C: 500X ve D:5000X büyütme görüntüleri.....	60

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1: Piyasadaki bazı universal adezivlerin kompozisyonları ve sınıflandırması	27
Tablo 3.1: Çalışmanın uygulama aşamaları	35
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan materyallerin listesi ve içerikleri	37
Tablo 3.3: DeneY grupları	40
Tablo 4.1: Materyal ve bekleme sürelerine göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri	49
Tablo 4.2: Her bir bekletme süresi içerisinde SE gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri	51
Tablo 4.3: Her bir bekletme süresi içerisinde ER gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri	52
Tablo 4.4: Her bir bekletme süresi ve materyale göre uygulama tekniğinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi	54
Tablo 4.5: Meydana gelen kopma tiplerinin gruplara göre dağılımı	56

SİMGELER DİZİNİ

°C	Santigrat Derece
Ca	Kalsiyum
CaCl ₂	Kalsiyum Klorür
CaCO ₃	Kireç Taşı
CaO	Kireç
Ca(OH) ₂	Kalsiyum Hidroksit
Ca ₂ O ₃	Trikalsiyum Oksit
H ₂ O	Su
Na ₂ HPO ₄	Sodyum Fosfat Dibazik
OH	Hidroksit
pH	Asitlik Bazlık Derecesi
SiO ₂	Silikat Oksit
3CaO.Al ₂ O ₃	Trikalsiyum Aluminat
3CaO.SiO ₂	Trikalsiyum Silikat
4-MET	4-Metakriloksietil Trimelitik Asit
10-MDP	10-Metakriololoksidil Dihidrojen Fosfat

KISALTMALAR DİZİNİ

ABU	All Bond Universal
BA	BioAggregate
BD	Biodentine
BisGMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
BMP	Kemik Morfojenik Protein
CİS	Cam İyonomer Siman
cm	Santimetre
dk	Dakika
DNA	Deoksiribonükleik Asit
ER	Etch-and-Rinse
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi
g	Gram
GB	G-aenial Bond
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
HV	Vickers Sertliği
IRM	Intermediate Restorative Material
KH	Kalsiyum Hidroksit
lt	Litre
m ²	Metrekare
mm	Milimetre
mm Al	Milimetre Alüminyum
MPa	MegaPascal
MTA	Mineral Trioksit Agregat
Mtbs	Mikro Gerilim Bağlanma Kuvveti
OP	Osteojenik Protein
PB	Prime&Bond NT
PEGDMA	Polietilen Glikol Dimetakrilat
PENTA	Dipentaeritritol Penta Akrilat Monofosfat
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SBU	Single Bond Universal
SE	Self-Etch
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
µm	Mikrometre

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, meydana gelmesinde birçok faktörün rol oynadığı, diş sert dokularının fiziksel ve kimyasal yıkımına neden olan kronik ve bulaşıcı bir hastalıktır [1-3]. Diş çürüğünden korunmada modern teknoloji ışığında kaydedilen ilerlemeler ve doğal dişlenmenin korunması bilincinin yaygınlaşmasına rağmen süt dişlerinin erken kaybı hala sık karşılaşılan bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır [4].

Süt dişlerinin; daimi dişler için yer tutucu görevi yapmaları, çenelerin dikey yöndeki gelişimlerini çiğneme hareketleri ile uyarmaları, çocuğun büyüme ve gelişimi için önemli olan beslenme görevini yerine getirmeleri, konuşma ve estetiğin sağlanması gibi önemli fonksiyonları nedeniyle, daimi dişlenmeye kadar sağlıklı bir biçimde ağızda tutulmaları gerekmektedir [5-7].

Süt dişi mine ve dentin dokularının daimi dişlere oranla kalınlıklarının daha az ve pulpa odalarının oran olarak daha geniş olması nedeniyle çürük lezyonları süt dişlerinde daha hızlı ilerlemekte ve pulpa-dentin kompleksi üzerindeki etkileri daha çabuk ortaya çıkmaktadır [8]. Derin preparasyonlar sonucunda açığa çıkan pulpa uygun medikamentlerle tedavi edilirken, daimi dişlerde olduğu gibi süt dişlerinde de öncelikli amaç dişlerin vitalitesinin korunmasıdır [4, 7, 9].

Vital pulpa tedavileri; pulpayı toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa yaralanmalarını azaltacak tüm tedavileri kapsamaktadır. Vital pulpa tedavilerinde açılmış olan pulpa yüzeyine koruyucu bir madde uygulanmakta ve geriye dönebilen pulpa yaralanmalarını tedavi ederek, pulpayı uygun bir madde ile örtmek ve tamir dentin oluşumunu tetiklemek amaçlanmaktadır. Böylelikle pulpanın kendi kendini iyileştirmesi, canlılığını ve fonksiyonunu sürdürmesi hedeflenmektedir [10].

Bu amaç için günümüze kadar kalsiyum hidroksit, çinko-oksit ojenol, glukokortikoidler, siyanoakrilatlar, formokrezol, gluteraldehitler, bonding sistemleri, kollajen lifler ve sitokinler gibi çok çeşitli materyaller kullanılmıştır [7, 11-13]. Bu materyaller arasından reperatif dentin oluşumunu indüklemesi, antibakteriyel, ucuz ve kullanımının kolay olması gibi özellikleri nedeniyle en yaygın olarak kullanılan kalsiyum hidroksittir [11].

Ancak kalsiyum hidroksit; zamanla rezorbe olması ve oluşan rezorbsiyon bölgelerinde mikrosızıntı meydana gelmesi, ince ve dayanıksız olmasından dolayı restoratif işlemler esnasında kırılması ve üzerinde çatlaklar meydana gelmesi, yüksek alkalitesi nedeniyle nekrotik doku oluşturması, pulpada nekroz, dejenerasyon

oluşumuna sebebiyet verebilmesi, direk pulpa kaplaması ve amputasyon tedavilerinde internal rezorbsiyonlara neden olması gibi pek çok dezavantaja sahiptir [14, 15]. Bütün bu sayılan faktörler nedeniyle vital pulpa tedavilerinde yeni ve alternatif maddelere ihtiyaç duyulmuştur.

1990'ların ortalarından itibaren, Mineral Trioksit Agregat (MTA) klinik, radyolojik ve histopatolojik çalışmalarda yüksek başarı oranları (%90-100) nedeniyle konservatif pulpa tedavileri için referans bir materyal olarak kabul edilmiştir [16, 17]. Bununla birlikte sahip olduğu olumlu özelliklere rağmen MTA; uzun sertleşme zamanı, sertleşme süreci boyunca yüksek çözünürlük göstermesi, diş dokularında renklenmeye yol açma potansiyeli ve zor kullanım özelliği göstermesi gibi bazı kritik dezavantajlara sahiptir [18]. Bu dezavantajların üstesinden gelmek amacıyla yeni kalsiyum silikat esaslı simanlar geliştirilmiş olup bunlardan birisi de Biodentine'dir.

Biodentine, MTA'nın toz bileşimine hızlandırıcılar eklenerek modifiye edilmiş, hidrofilik ince bir tozdur. Bu ürünün endikasyonları ve sertleşme reaksiyonu kalsiyum hidroksit ile benzemekle birlikte kalsiyum hidroksitin dezavantajlarını taşımamaktadır [19]. Biodentine, önceden dozajlanmış bir kapsül içindeki tozdan ve bir pipet içerisindeki sıvıdan oluşmaktadır. Biodentine tozunun ana bileşeni, kalsiyum karbonat ve zirkonyum oksit ilave edilmiş trikalsiyum silikattır. Likiti su azaltıcı ajan içeren kalsiyum klorür solüsyonudur. Kalsiyum klorür ilavesi sertleşme süresini kısaltmış, aynı zamanda erken dönem materyal dayanıklılığının gelişmesini hızlandırmıştır [20]. Son zamanlarda Biodentine için insan fibroblast pulpa kültürleri üzerinde ve insan diş kültür modellerinde pulpa için umut verici biyolojik özellikleri olduğu bildirilmiştir [21, 22]. Ayrıca, Biodentine'in mekanik olarak açığa çıkmış rat pulpası üzerine doğrudan uygulandığında dentin onarımını etkili bir şekilde indüklediği ortaya konmuş [23] ve vital pulpa tedavilerinde Biodentine'in MTA için bir alternatif olarak kabul edilebileceği bildirilmiştir [24]. Biodentine'in biyolojik uyumluluğu, biyoetkinliği ve biyomineralizasyon özellikleri nedeniyle rezin kompozit restorasyonların altında kullanımı önerilmiştir [21, 22].

Pulpa kaplama materyallerinin biyouyumluluğu, biyoaktivitesi ve remineralizasyon kabiliyetlerinin yanında, restoratif materyaller ve pulpa kaplama materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı dolgunun kalitesi ve restorasyonun başarısı için çok önemlidir [25, 26]. Kompomerlerin pulpa kaplama materyallerine düzgün bir şekilde bağlanması, stresi tüm bağlantı bölgesi boyunca nispeten eşit şekilde yayma yeteneğine sahip bir adeziv bağlantısı oluşmasına olanak sağlar [26].

Yıllar boyunca, bağlayıcı sistemlerde sayısız modifikasyonlar yapılmış ve gerçekleştirilen her bir değişiklik ile restoratif materyal ve dentin arasındaki bağlanma önemli ölçüde geliştirilmiştir. Bu değişiklikler ise üreticiler ve kullanıcılar tarafından nesil terimi ile birbirinden ayrılmışlardır [27].

Günümüzde adeziv stratejisinin seçimi ve aşama sayısı ile ilgili diş hekimlerinin seçim farklılıkları göz önüne alınarak, bazı üreticiler tarafından diş hekimine hangi adeziv stratejisini kullanacağını belirleme fırsatı sağlamak amacıyla çok yönlü adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu yeni dental adeziv ailesi "universal" ya da "multi-mode" olarak adlandırılmıştır ve piyasadaki adezivlerin son neslini temsil etmektedir [28-31].

Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek bir şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem etch-and-rinse (ER) hem de self-etch (SE) teknikle diş yapılarına bağlanma sağlayabilmek amacıyla tasarlanmıştır [29]. Üretici firmalar her iki adeziv tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediğini iddia etmiş, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjinlerinin selektif asitletmesinde de kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Selektif asitleme tekniği klinisyene, etch-and-rinse ile self-etch tekniklerinin avantajlarını birleştirme olanağı sağlamaktadır [32].

Bu çalışmanın amacı; bir total-etch ve 3 farklı universal adeziv sistemin SE ve ER teknikle kullanılmasıyla, farklı sürelerde (12 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) bekletilmiş Biodentine'in kompomere olan makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Süt Dişi Vital Pulpa Tedavileri

Süt dişlerinin geniş fissürlü oklüzal yüzeyler ve düz kontak alanlarına sahip olmaları nedeniyle bu dişlerde çürük görülme sıklığı fazladır. Bununla birlikte, süt dişi mine ve dentin kalınlığının daimi diş mine ve dentin kalınlığının yarısı kadar olması, süt dişlerinde pulpa boynuzlarının dış yüzeye daha yakın olması, dentin kanallarının geniş olması ve pulpaya yaklaştıkça dentin geçirgenliğinin artması da çürüğün süt dişlerinde çok daha kolay ve hızlı ilerlemesine neden olmakta, bu nedenle süt dişleri sıklıkla pulpa tedavilerine ihtiyaç duymaktadır [33, 34].

Derin preparasyonlar sonucunda açığa çıkan pulpa uygun medikamentlerle tedavi edilirken, daimi dişlerde olduğu gibi süt dişlerinde de öncelikli amaç dişlerin vitalitesinin korunmasıdır [4, 7, 9].

Vital pulpa tedavileri; pulpayı toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa yaralanmalarını azaltacak tüm tedavileri kapsamaktadır. Vital pulpa tedavilerinin amacı; geri dönüşümlü pulpa yaralanmalarında, pulpayı uygun bir madde ile örtmek ve tersiyer dentin oluşumunu uyarmaktır [10]. Vital bir pulpa, biyolojik ve patolojik uyarılara karşı sekonder dentin, sklerotik dentin veya tamir dentini yapımını gerçekleştirerek dişin korunmasını sağlayabileceğinden, dişin vital olarak korunması prognozu açısından çok önemlidir [12].

Vital pulpa tedavileri; pulpa kaplamaları ve pulpa amputasyonu başlıkları altında toplanabilir.

2.1.1 Pulpa Kaplamaları

2.1.1.1 İndirekt Pulpa Kaplaması

Pulpaya çok yaklaşmış olan derin dentin çürüklerinde, çürüğün temizlenmesinin ardından, pulpanın korunması amacıyla kavite tabanına biyoyumlu bir materyalin yerleştirilip üzerine restorasyonunun yapılmasıyla gerçekleştirilen tedaviye indirekt pulpa kaplaması adı verilmektedir [35].

Pulpal dejenerasyon belirtilerinin bulunmadığı, pulpaya yaklaşmış derin çürük lezyonlu dişlerde indirekt pulpa kaplaması önerilmektedir [4, 36]. İndirekt pulpa kaplaması ile çürüğün ilerleme hızının azaltılması, dentin sklerozu, tersiyer dentin

oluşumunun uyarılması ve etkilenmiş dentinin remineralizasyonunun sağlanması ve böylece pulpa canlılığının korunması amaçlanmaktadır [4, 36].

İndirekt pulpa kaplaması tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki şekilde uygulanabilir [33, 37-39].

Tek aşamalı indirekt pulpa kaplamasında, ilk seansta çürük temizlenirken dentinin sadece enfekte dentin tabakası uzaklaştırılıp, remineralizasyon kapasitesine sahip etkilenmiş dentin tabakası bırakılır. Daha sonra bu tabakanın üzeri, pulpal savunma mekanizmalarını harekete geçirecek ve kalan bakterilerin çoğalmalarına izin vermeyecek biyoyumlu bir materyal ile kaplanır. Bu amaç için sıklıkla kalsiyum hidroksit esaslı taban maddeleri kullanılmaktadır. Ayrıca indirekt pulpa kaplamasının başarılı olabilmesi için diş, mikrosızıntıya izin vermeyecek bir materyal ile daimi olarak restore edilmelidir [33, 37-39].

İki aşamalı olarak gerçekleştirilen indirekt pulpa kaplaması yöntemi ise, enfekte dentin tabakasının ilk seansta tam olarak uzaklaştırılmadığı durumlarda uygulanmaktadır. İki aşamalı indirekt pulpa kaplaması uygulamalarında da indirekt pulpa kaplamasıyla aynı şekilde dentin sklerozu ve reparatif dentin yapımı amaçlanmaktadır. Bu nedenle indirekt pulpa kaplamalarında kullanılacak materyaller, kalan bakterilerin üreme ve gelişimini engelleyecek özellikler taşımalıdır [39].

İki aşamalı uygulamada ilk seansın ardından 6–8 haftalık bir bekleme süresi sonrası kavite tekrar açılarak, bırakılmış çürük dentin dokusu temizlenmekte ve bu tabakanın altında meydana gelmiş olan tersiyer dentin sayesinde pulpanın perfore edilme olasılığı azalmaktadır [33, 40]. İki aşamalı indirekt pulpa kaplaması yönteminin en büyük dezavantajı, geçici olarak restore edilmiş olan kavitenin bir süre sonra tekrar açılıp kalan enfekte çürük dokusunun uzaklaştırılması gerekliliğidir. Kalan çürük dokusu uzaklaştırılırken gelişebilecek en önemli komplikasyon ise pulpanın açığa çıkmasıdır [41].

İndirekt pulpa kaplaması uygulanan dişlerde postoperatif dönemde çürük dokusunun ilerlediğine ilişkin bir veri bulunmamakla birlikte, kaplama bölgesindeki mikroorganizmaların sayısında ve metabolik aktivitelerinde belirgin düşüşler meydana geldiği bildirilmiştir [39]. Ayrıca araştırmacılar tarafından bu tedaviden sonra oluşacak pulpal reaksiyonun kalan dentin kalınlığı ile de doğrudan ilişkili olduğu belirtilmiştir [42]. Bjorndal ve ark. [43, 44], iki aşamalı indirekt pulpa kaplamalarında 6-12 aylık bir zaman dilimi sonrasında bakteri sayısında belirgin bir düşüş olduğunu ve tamir dentini yapımı için bu sürenin yeterli olacağını belirtmişlerdir.

Al-Zayer ve ark. [45], süt dişi indirekt pulpa tedavilerine yönelik gerçekleştirdikleri retrospektif bir çalışmalarında tedavinin ortalama başarı oranını %95 olarak rapor etmişlerdir. Ayrıca çalışmalarının bir sonucu olarak en düşük başarı oranının süt birinci molarlarda görüldüğünü, yaş ve cinsiyetin başarıyı etkilemediğini ve mikrosızıntıya karşı etkin bir restoratif işlemin başarı oranını arttırdığını belirtmişlerdir.

2.1.1.2 Direkt Pulpa Kaplaması

Direkt pulpa kaplaması; pulpanın mekanik olarak perfore olduğu vakalarda dişin vitalitesinin korunması amacıyla perforasyon alanının bir kaplama materyali ile rtlmesidir [46]. Direkt pulpa kaplaması uygulanmış dişte pulpa dokusundaki muhtemel kronik enflamasyonun nekroza dönüşerek başarısızlığa sebep olabileceği dşncesiyle bu tekniğin süt dişlerinde kontrendike olduğu görüşü savunulurken [47]; Andlaw ve Rock [48], perforasyon alanında devamlı kanama ve spontan ağrı hikayesi gibi pulpal dejenerasyona ait herhangi bir bulgu olmaması halinde direkt pulpa kaplamasının süt dişlerinde de başarılı olabileceğini savunmuşlardır.

Pulpa perforasyonu büyüklüğünün, tedavi başarısını etkileyen önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir. Araştırmalar, başarılı bir direkt pulpa kaplaması tedavisinin gerçekleştirilebilmesi için ekspoz pulpa çapının 1 mm'den küçük olması gerektiğini ortaya koymaktadır [4, 11, 33, 37, 49, 50]. Bununla birlikte, aşırı küçük perforasyonlarda tedavi amacıyla kullanılan materyalin pulpaya temas etmemesinin de başarıyı olumsuz yönde etkilediği bildirilmektedir [11, 50].

Dikkat edilmesi gereken diğer bir durum ise, pulpa perforasyonunun hangi yolla meydana geldiğidir. Yapılan retrospektif bir çalışmanın sonuçlarına göre, mekanik nedenlerle perfore olan dişlere uygulanan direkt pulpa kaplamalarının başarısının %92,2 olduğu belirtilirken, bu oranın rkle perfore olan dişlerde %33,3'te kaldığı belirtilmiştir [51]. Raslan ve ark. [52], süt dişlerinde travma ve çürük nedeniyle oluşan perforasyonlar sonrasındaki pulpa reaksiyonlarını histolojik olarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, çürük ile ekspoz olan grupta travma grubuna göre pulpada daha çok inflamatuvar hücre bulunduğunu tespit etmişlerdir.

Direkt pulpa kaplamasının, küçük pulpal perforasyonlarda ve kırmızı/pembe renkte 2-3 dakika içerisinde kontrol edilebilen kanama varlığında uygulanması gerektiği ve tedavi bu şartlar altında gerçekleştirildiğinde başarılı sonuçlar elde edilebileceği bildirilmektedir. Bu duruma karşı olarak eksudasyon varlığı veya kanamanın kolayca

kontrol altına alınmadığı durumlarda direkt pulpa tedavilerinin başarı ihtimalinin çok düşük olacağı belirtilmektedir [53-56].

Tedavinin prognozunda önemli olan diğer bir konu da pulpa perforasyonunun lokalizasyonudur. Perforasyonun aksiyal duvarda olduğu ve kalan pulpa dokusunun daha koronalde kaldığı durumlarda, kan desteği azalmakta ve nekroz meydana gelmektedir. Böyle vakalarda, pulpa kaplaması yerine, amputasyon veya kanal tedavisi yapılması önerilmiştir [57].

Başarılı etkileyen bir diğer faktör olarak direkt pulpa kaplamasında kullanılacak olan ajanın, uygulama sırasındaki basınç nedeni ile pulpa dokusunun içerisine itilmesinin, pulpal iyileşmeyi ve tamir dentini oluşumunu olumsuz yönde etkileyeceği belirtilmiş ve açığa çıkan pulpa yüzeyine direkt pulpa kaplama materyalinin hafifçe yerleştirilmesi önerilmiştir [54].

2.1.2 Amputasyon

Amputasyon tedavisi, enfekte kuron pulpasının uzaklaştırılarak, geride bırakılan vital kök pulpasının canlılığının korunmasına yardımcı olacak veya fiksasyonunu sağlayacak bir kaplama ajanı ile örtülmesidir [46, 58]. İdeal bir kaplama ajanının taşıması gereken özellikler şöyle sıralanabilir [58, 59]:

- Bakterisit olmalı,
- Kök pulpasının iyileşmesine yardımcı olmalı,
- Biyouyumlu olmalı,
- Fizyolojik kök rezorbsiyonu sürecini engellemelidir.

Amputasyon prosedürünün temeli radiküler pulpanın sağlıklı olduğu ve enfekte/etkilenmiş durumdaki koronal pulpanın çıkartılmasını takiben iyileşme potansiyeline sahip olduğu görüşüne dayanmaktadır [4, 60].

Enfeksiyonun koronal pulpayı aşır kök pulpasına ilerlediğini gösteren herhangi bir bulgu amputasyon tedavisi için kontrendikasyon oluşturur. Pulpanın vitalitesi, pulpadaki kanamanın rengi ve süresi amputasyon tedavisi sırasında dikkat edilmesi gereken önemli hususlardır. Pulpa ampute edildikten sonra kanamanın 5 dakika içinde durması geride kalan pulpa dokusunun sağlıklı olduğuna işaret etmektedir [39, 58, 59].

Ranly [61], uygulanan işlemlerin amaçlarına göre amputasyon tedavilerini şu şekilde sınıflandırmıştır:

1. Devitalize edici tedaviler: Kalan pulpa dokusunun mumifiye ya da koterize edilmesine yönelik tedaviler olup, bu amaçla formokrezol, elektrocerrahi ve lazer kullanılmaktadır [61]. Ancak araştırmacılar tarafından devitalize edici ajanlarla yapılan pulpa amputasyonlarından sonra dişin klinik olarak asemptomatik olmasının pulpada var olan kronik patolojilerin fark edilememesine neden olduğu ve bunun da klinik başarının yüksek olduğu izlenimi yarattığı, gerçekte ise takip süresi arttıkça başarı oranının düştüğu ileri sürülmektedir [57]. Devitalize edici ajanların, pulpa dokusunda iyileşme sağlayamadığı gibi vital pulpa dokusunda da yıkıma neden olarak patolojik değişikliklere yol açmasından dolayı [61, 62] süt dişi amputasyonlarında kullanılmalarının günümüzde önemli derecede azalmaya başladığı görülmektedir [63, 64].

2. Koruyucu tedaviler: Bu tedavilerde amaç, radiküler pulpanın bütünüyle vital olarak korunmasıdır [61]. Çinko oksit ojenol, koruyucu tedavi uygulamalarında kullanılan ilk materyallerden biri olmuştur [61]. Ancak, indirekt pulpa tedavilerinde sağlıklı dentin üzerine yerleştirildiğinde terapötik etkisi olan çinko oksit ojenol'un, pulpa üzerine direkt olarak yerleştirildiğinde sitotoksik etki göstermesinden dolayı, amputasyon materyali olarak kullanımından vazgeçilmiştir [7, 65].

Ranly [61], glutraldehit ve ferrik sülfat materyallerinin, yüzeyel doku değişikliklerini etkileyen özellikleri ve kullanım mantıklarının formokrezolden ve elektrocerrahi yönteminden farklı olduğunu ve bu materyallerin de bu grup içinde değerlendirilmeleri gerektiğini savunmuştur.

3. Rejeneratif tedaviler: Bu tedaviler tümüyle biyolojik prensiplere dayanan, kalan pulpa dokusunun vital ve sağlıklı olarak korunmasını ve kullanılan ajanın reperatif dentin yapımını indüklemesini amaçlayan tedavilerdir. İdeal amputasyon materyali arayışında en fazla gelişmenin rejeneratif tedaviler alanında olması beklenmektedir. Bu amaçla kullanımları araştırılmış olan materyaller; kalsiyum hidroksit, zenginleştirilmiş kollojen, dondurulmuş kurutulmuş kemik, demineralize dentin, kemik morfogenetik proteinler (BMP) ve osteojenik protein (OP-1)'dir [61].

2.2 Vital Pulpa Tedavilerinde Kullanılan Ajanlar

2.2.1 Kalsiyum Hidroksit

Kalsiyum hidroksit, direkt ve indirekt pulpa kaplamaları, amputasyon, kök kanal tedavileri, iatrojenik kök perforasyonlarının tamiri, apeksifikasyon, rezorbsiyonların ve kök kırıklarının tedavisi gibi pek çok alanda kullanılan dental bir materyaldir. 1920'lerde Hermann tarafından diş hekimliğine sunulan bu materyalin kullanımı ile uzun yıllar boyunca başarılı sonuçlar elde edilmiştir [66].

Kireç taşının (CaCO_3) 900-1200 °C'ye kadar ısıtılmasıyla oluşan sönmemiş kireç (CaO) ile suyun (H_2O) birleşmesi sonucu açığa çıkan bu materyalin formülasyonu $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 'dir. Ağırlığı 74,08 g/mol, yoğunluğu $2,1\text{g/cm}^3$ olup beyaz, kokusuz bir tozdur. Materyalin sudaki çözünürlüğü az olmakla birlikte (yaklaşık olarak 1,2 g /1 lt, 25°C'de) ısı artışı ile çözünürlüğü daha da azalmaktadır. pH'sı yaklaşık olarak 12,5 ile 12,8 arasında olup kuvvetli alkalin yapıdadır [67, 68]. Alkolde çözünmeyip gliserinde çözünmektedir. Doku sıvılarında çözünmesi istenmeyen bir özellik olduğundan kalsiyum hidroksitin çözünürlüğünün az olmasının iyi bir özellik olduğu belirtilmiştir [69].

Kalsiyum hidroksit, sert doku oluşumunu teşvik etmesinin yanı sıra antibakteriyel ve antiinflamatuvar özellikleri nedeniyle vital pulpa tedavilerinde yaygın olarak kullanılan bir materyal olup, biyouyumluluğu diğer antibakteriyel ajanlarla kıyaslanmaktadır [67, 70]. Kalsiyum hidroksit, temel etkisini Ca^{+2} ve OH^- iyonlarına ayrılarak göstermektedir [69]. Rehman ve ark. [71], kalsiyum hidroksitin ancak sıvılarla temasta olduğunda bu iyonlara ayrıldığını belirtmişlerdir. Kalsiyum hidroksitten ayrılan alkali karakterdeki hidroksil (OH^-) iyonları, materyalin yüksek pH'sından sorumlu olup materyalin bakterisit özelliğini meydana getirmektedir. Yüksek düzeyde reaktif olan bu hidroksil iyonları, bakteri hücrelerinin sitoplazmik membranlarına zarar vererek protein denatürasyonuna ve DNA hasarına neden olmakta, Ca^{+2} iyonları ise remineralizasyon sürecinin başlamasını sağlamaktadır [72]. Böylelikle bu iyonlar vasıtasıyla vital dokularda sert doku depozisyonu uyarılmakta ve antibakteriyel etkinlik sağlanmaktadır [69].

Kalsiyum hidroksitin pulpa dokusu üzerinde koruyucu bir bariyer meydana getirdiği, dentin tübüllerini tıkadığı, asitleri nötralize ettiği ve reperatif dentin yapımını stimüle ettiği belirtilmiştir. Bunun yanı sıra materyalin hemostatik ve fibroblastları

uyarıcı özelliğinin olduğu, ayrıca dokular tarafından çok iyi tolere edildiği bildirilmiştir [67, 73].

Kalsiyum hidroksit canlı pulpa dokusuna uygulandığında yüksek alkali özelliği (pH:12 civarında) sayesinde kostik etki yaratmakta ve dokuda meydana getirdiği bu sınırlı nekroz bölgesi ile canlı pulpa arasında reperatif dentin oluşumunu uyarmaktadır. Kalsiyum hidroksitin uyarıcı etkisi dokuda oluşturduğu hasar sonucunda meydana gelmektedir. Ancak materyale cevap olarak oluşan dentin köprülerinin tünel defektlerine sahip olduğu da bilinmektedir [74, 75].

Kalsiyum hidroksitin dentin köprüsü oluşumunu stimule etmesi konusunda farklı görüşler bulunmakta ve bazı araştırmacılar mineralizasyon sırasındaki kalsiyum iyonlarının kalsiyum hidroksitten değil de, kan yolu ile bölgeye geldiğini iddia etmektedirler [76]. Buradan da kalsiyum hidroksitin mineralizasyon için ana kaynak olmadığı, daha çok bu oluşumu stimule eden bir aracı madde olduğu düşünülmüştür [77, 78]. Kalsiyum içermeyen direkt pulpa kaplaması ajanlarının altında da dentin köprüsünün oluştuğunu belirten birçok araştırma da bu görüşü desteklemektedir [79-81].

Kalsiyum hidroksit ile yapılan vital pulpa tedavilerinde görülen başarısızlıklar, bu materyal ile meydana gelen dentin köprüsünün pöröz bir yapıya sahip olması ve dentin yüzeyine bağlanamamasından dolayı uzun vadede mikrosızıntıya direnç gösteremeyerek pulpayı yeterince koruyamamasından kaynaklanmaktadır [82, 83].

2.2.2 Calcium Enriched Mixture (CEM)

CEM, Asgary ve ark. [84] tarafından 2006 yılında geliştirilmiş endodontik bir siman olup ana bileşenleri metal oksitler ve hidroksitler, kalsiyum fosfat ve kalsiyum silikattır [85, 86]. CEM'in klinik kullanım alanları MTA ile benzer olmakla birlikte; MTA'nın gösterdiği uzun sertleşme süresi ve zor kullanım özelliği gibi dezavantajlara sahip değildir. Akışkanlığı ve film kalınlığı MTA'dan daha iyi olup, MTA'ya benzer şekilde CEM'in de ana maddesi kalsiyumdur. MTA ağırlıkça %27, CEM ise ağırlıkça %51,8 kalsiyum içermektedir [87]. CEM'in iyi bir sızdırmazlık özelliğine sahip olduğu, antibakteriyel etkinliğinin ise kalsiyum hidroksitle benzer olup MTA'dan daha iyi olduğu belirtilmiştir [88]. Karıştırılması sırasındaki hidrasyon reaksiyonları ile ortama salınan kalsiyum hidroksit, aköz bir ortamda kalsiyum ve hidroksil iyonlarına dönüşerek ortamın pH'sının artmasını sağlamaktadır [89]. Asgary ve ark. [90], CEM'in direkt

pulpa kaplaması tedavisindeki etkinliğini MTA ve kalsiyum hidroksit ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, dentin köprüsü oluşumu yönünden CEM'in kalsiyum hidroksitten daha iyi, MTA'la ise benzer olumlu sonuçlar verdiğini belirtilmişlerdir.

2.2.3 BioAggregate

Nanoteknolojideki son gelişmeler sayesinde biyoseramiklerin, kök kanal tamirinde, apikal retrograd dolgularda, apeksifikasyonda, vital pulpa tedavilerinde ve kök kanal dolgu patı olarak kullanımları mümkün olmuştur. Biyoseramiklerin diş hekimliğinde kullanılmasının önemli avantajları vardır. Bunlardan ilki biyoseramiklerin biyouyumlu, toksik olmayan, büzülme göstermeyen ve biyolojik ortamda kimyasal olarak stabil maddeler olması ve sertleşme sırasında yüksek pH (12,9) göstermeleri nedeni ile güçlü antibakteriyel etki oluşturmalarıdır [91]. İkincisi biyoseramiklerle yapılan dolgu işlemi esnasında taşkın dolgu oluştuğunda ya da kanal dolgusu, kök kanal tamiri gibi uygulamalarda kanal dışına taşmaları durumunda dokularda enflamatuvar doku cevabı oluşturmamalarıdır [92, 93].

BioAggregate, 2007 yılında piyasaya sürülen kalsiyum-silikat-fosfat bazlı, biyouyumlu seramik nano partiküllerden oluşan bir biyoseramik materyaldir [94]. Beyaz bir kristal yapısına benzer ve tozu içerisinde kalsiyum silikat, hidroksiapatit, kalsiyum fosfat, amorf silikon oksit, kalsiyum hidroksit, tantal oksit ve doldurucu ajanlar bulunmaktadır [95, 96]. Bileşenlerinin büyük bir kısmı beyaz MTA ile benzer olmakla birlikte, en büyük farklılığı içeriğinde alüminyum olmamasıdır. Ayrıca MTA'dan farklı olarak radyoopasite sağlamak amacıyla bizmut oksit yerine tantal oksit kullanılmıştır [97]. Önerilen kullanım alanları; kök perforasyonlarının tamiri, direkt pulpa kaplaması, apeksifikasyon, internal kök rezorbsiyonlarının tamiri ve retrograd kanal dolgusu şeklindedir [95].

BioAggregate ticari olarak, tek kullanımlık toz (1 g'lık paket) ve likitlerden (0,38 ml'lik kapsül) oluşmaktadır. Likit kısmı deiyonize sudur. Toz ve likiti 2 dakika boyunca, ince krem kıvamında bir pat elde edinceye kadar plastik spatül yardımıyla karıştırılır. Karıştırıldıktan sonraki çalışma süresi 5 dakikadır. Karıştırıldıktan 5 dakika sonra materyal dehidrate olmaya ve kurumaya başlar. Uygulama süresi 5 dakikayı aşacaksa karışımın dehidrate olmasını engellemek için nemli bir spanç ile üzeri örtülür. Gerekli durumlarda 1-2 damla likit ilave edilerek patın kıvamı ayarlanabilir ve materyalin sertleşme süresi ise 4-72 saattir [98].

2.2.4 TheraCal

TheraCal direkt ve indirekt pulpa kaplaması tedavilerinde kullanılmak üzere tasarlanmış ışıkla polimerize olan rezin modifiye kalsiyum silikat içerikli yeni bir baz/liner materyalidir. Yaklaşık olarak ağırlığının %45'i mineral madde (tip III Portland çimentosu), %10'u radyoopak bileşen, %5'i hidrofilik yoğunlaştırıcı ajan (füme silika) ve %45'i rezinden oluşmaktadır [99].

Rezin içeriğinin; üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A glisidil metakrilat (BisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi hidrofobik bileşenlerden ve hidroksietil metakrilat (HEMA) ve polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA) gibi hidrofilik bileşenlerden meydana geldiği belirtilmiştir [99]. TheraCal'in hidrofilik monomerler içerisinde trikalsiyum silikat tanecikleri içeren özel formülasyonu önemli ölçüde kalsiyum iyonu salınımını sağlamakta ve bir baz/liner materyali olarak TheraCal'e önemli bir stabilite ve dayanıklılık kazandırmaktadır. Kalsiyum salınımı ise hidroksiapatit ve sekonder dentin köprüsü oluşumunu uyarmaktadır.

Hemostaz sağlandıktan sonra TheraCal doğrudan açığa çıkmış pulpa üzerine yerleştirilebilmektedir. Çürük yoluyla, mekanik olarak ya da travma nedeniyle meydana gelen bütün pulpa perforasyonlarında kullanımının endike olduğu belirtilmiştir [100]. Ayrıca TheraCal'in iyi bir sızdırmazlık özelliğine sahip olduğu ve odontoblast hücreleri tarafından iyi tolere edildiği bildirilmiştir [101].

Gandolfi ve ark. [102], TheraCal, ProRoot MTA ve Dycal'ın çeşitli kimyasal ve fiziksel özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, TheraCal'in ProRoot MTA ve Dycal'dan daha yüksek kalsiyum salınımı yapabilme kapasitesi gösterdiği ve daha düşük çözünürlüğe sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Yine aynı çalışma sonuçlarına göre test edilen materyaller arasında en yüksek radyoopasiteyi ProRoot MTA'nın gösterdiği, Dycal ve TheraCal'in ise zayıf radyoopasite sergilediği belirtilmiştir.

Cantekin [103] ise, MTA ve TheraCal'in metakrilat bazlı kompozit, siloran bazlı kompozit ve geleneksel cam iyonomer simanla olan makaslama bağlanma dayanımlarını karşılaştırdığı çalışmasında, metakrilat bazlı kompozit ile kullanıldığında TheraCal'in klinik olarak kabul edilebilir ve MTA'ya kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma değerleri gösterdiğini bildirmiş ve sonuç olarak, kolay klinik kullanımı ve metakrilat bazlı kompozitlerle birlikte kullanıldığında gösterdiği yüksek bağlanma dayanımı kapasitesi nedeniyle TheraCal'in endodontik ve pediatrik diş hekimliğinde pulpa kaplamalarında dikkate alınmaya değer bir malzeme olduğunu belirtmiştir.

2.2.5 Mineral Trioksit Agregate (MTA)

İlk olarak Lee, Monsef ve Torabinejad [104], tarafından 1993 yılında tanımlanan MTA, başlangıçta deneysel amaçlarla kullanılmış olup insan üzerinde kullanımına 1998 yılında Amerikan Gıda ve İlaç İdaresi (FDA) tarafından onaylanmasının ardından başlanmıştır [105].

Yapılan çalışmalar, MTA'nın iyi bir sızdırmazlık özelliğine sahip olduğunu, uzun vadede mükemmel bir prognoz sunduğunu, göreceli olarak manüplasyonunun kolay olduğunu ve yüksek biyouyumluluğunun yanı sıra aynı zamanda doku rejenerasyonunu teşvik ettiğini ortaya koymuştur [106, 107].

2.2.5.1 Kimyasal İçerik ve Bileşimi

Torabinejad ve arkadaşları [108], MTA'yı trikalsiyum silikat ($3\text{CaO}\cdot\text{SiO}_2$, C_3S , Alite), trikalsiyum aluminat ($3\text{CaO}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3$, C_3A , Aluminite), trikalsiyum oksit (Ca_2O_3) ve silikat oksitin (SiO_2) ince hidrofilik partiküllerini içeren bir toz olarak tanımlamışlardır. MTA genel bileşimi ve yapısı bakımından Portland çimentosuna benzemekle birlikte, Portland çimentosuyla arasındaki en önemli yapısal farklılık, potasyum içermemesi ve yapısında bizmut oksit bulunmasıdır [109]. Bizmut oksit materyale yapısal özelliklerini iyileştirmek ve radyoopasite sağlamak amacıyla eklenmiştir (17-18 wt%) [108]. Ayrıca Portland çimentosunda partikül büyüklüğü çeşitlilik gösterirken, MTA boyut olarak daha küçük ve uniform bir partikül yapısı göstermektedir [110].

İlk üretilen MTA gri renkte olduğundan özellikle ön dişlerde istenmeyen renk değişikliklerine yol açtığı için üretici firma olan Tulsa Dental (Dentsply, USA) 2002 yılında beyaz renkteki MTA preparatlarını piyasaya sunmuştur. Beyaz ve gri MTA demir, alüminyum ve magnezyum oksit içerikleri yönünden farklılık gösterirler. Asgary ve ark. [66], bu oksitlerin beyaz MTA'da az miktarda bulunduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında, beyaz MTA, gri MTA'ya kıyasla daha sınırlı boyutsal değişiklik gösteren, daha ufak çapa sahip partiküller içerir [111].

2.2.5.2 Hazırlanması

MTA, toz kısmına 3:1 oranında steril su karıştırılmasıyla hazırlanmakta olup karıştırma işlemi kağıt veya cam üzerinde, metal veya plastik spatüller ile gerçekleştirilmelidir [112, 113]. MTA'nın karıştırılma zamanının 4 dakikadan daha kısa olması gerektiği belirtilmiştir [112]. Hazırlanışı sırasında fazla veya az su ilavesi materyalin son

sertliğinde azalmaya neden olmaktadır [105, 108]. Fridland ve ark. [114], yaptıkları çalışmada su/toz oranının artmasıyla MTA'nın çözünürlüğü ve pörözitesinin artış gösterdiğini belirtmişlerdir.

MTA, el aletleri veya ultrasonik kondenzasyon kullanılarak istenilen konuma yerleştirilebilir. El ile kondenzasyon bir plugger, paper point veya messing tabancası ile yapılabilir [105]. Aminoshariae ve ark. [15], in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında MTA'nın el ile kondanse edilmesinin daha iyi olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Materyalin yerleştirilmesi sonrasında irrigasyon yapılması, materyalin akarak uzaklaşmasına sebep olabileceği için, tüm irrigasyon işlemleri, MTA yerleştirilmeden önce tamamlanmalıdır [105].

2.2.5.3 Sertleşme Süresi

MTA'nın sertleşmesi için geçmesi gereken süreye yönelik bilgiler çalışmalar arasında farklılık göstermektedir. İslam ve ark. [115], sertleşme süresinin gri MTA için 2 saat 55 dakika ve beyaz MTA için 2 saat 20 dakika olduğunu bildirirken, Torabinejad ve ark. [108], gri MTA için bu sürenin yaklaşık 2 saat 45 dakika (± 5 dakika) olduğunu rapor etmişlerdir.

MTA'nın uzun sertleşme süresi başlıca dezavantajlarından biridir. Sertleşme süresini azaltmak için çeşitli araştırmacılar tarafından MTA'ya sodyum fosfat dibazik (Na_2HPO_4) ve kalsiyum klorür (CaCl_2) gibi çeşitli hızlandırıcıların ilave edilmesi önerilmiştir [115, 116]. Ford [117] ise yaptığı bir çalışmada, uzun sertleşme süresinin aslında bir avantaj olabileceğini çünkü uzun sürede sertleşen bir materyalin doğal olarak sertleşme büzülmesinin de az olacağını belirtmiştir.

2.2.5.4 Radyoopasite

MTA'nın kimyasal yapısına bizmut oksit eklenerek materyale radyoopak özellik kazandırılmıştır [113, 118]. MTA'nın ortalama radyoopasitesi 7,17 mm alüminyum kalınlığına eş değer bulunmuş ve bu değer radyografik olarak kolayca görülebilmesi için yeterli olduğu belirtilmiştir [108]. Çeşitli materyallerin radyoopasitelerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda; MTA, amalgam ve çinko oksit ojenol siman'dan daha az radyoopak, guta perka, IRM, Super-EBA'dan ve dentinden daha radyoopak bulunmuştur [108, 119].

2.2.5.5 pH ve Çözünürlük

MTA'nın karıştırıldıktan hemen sonraki pH değeri 10,2 olup, 3 saatin sonunda 12,5'a yükselmekte ve sabit kalmaktadır [108]. Bu değer neredeyse kalsiyum hidroksit ile aynı olup, bu materyallerin birbirlerine yakın alkali pH değerlerinde olmasının her iki materyalin de sert doku yapımını teşvik etme özelliğini artırdığı düşünülmektedir. Ayrıca bu alkali pH materyallere antimikrobiyal özellikler kazandırmaktadır [108, 118].

MTA ile ilgili yapılan çalışmalarda, MTA'nın çözünürlüğünün oldukça az olduğu veya hiç çözünürlük göstermediği gözlenmiştir. Toz/su oranı değiştikçe çözünürlüğünün de değiştiği, yüksek toz/su oranının MTA'nın porözitesini ve çözünürlüğünü arttırdığı belirtilmiştir. Ayrıca MTA'ya eklenen bizmut oksit de MTA'nın çözünürlüğünü azalttığı bildirilmiştir [109].

Fridland ve Rosado [120], MTA'nın çözünen kısmının kalsiyum hidroksit kaynaklı olduğunu, uzun dönemde elde edilen yüksek pH değerlerinin MTA'dan sürekli kalsiyum hidroksit salınımı ile elde edildiğini bildirmişlerdir.

Islam ve ark. [86], beyaz ve gri MTA'ların çözünürlüklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında beyaz MTA'nın çözünürlüğünün daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

2.2.5.6 Klinik Kullanımı

MTA, biyouyumluluk ve bakteriyel sızdırmazlık gibi özelliklere sahip olmasından dolayı pulpanın korunması, onarımı ve vitalitesinin devamının sağlanmasında ideal bir materyal olarak görülmekte ve bu nedenle çocuk diş hekimliğinde pek çok tedavi uygulamasında kullanılmaktadır.

MTA'nın klinik kullanım alanları [105-107];

- Pulpa kaplama materyali olarak,
- Amputasyon materyali olarak,
- Furkasyon ve kök perforasyonlarının onarımında tamir materyali olarak,
- Apeksifikasyon tedavisinde, apikal tıkamayı sağlamak amacıyla,
- Kökteki rezorbsiyon bölgelerinin onarımında,
- Kök ucu dolgu maddesi olarak,
- Kök kırıklarında tamir materyali olarak.

MTA'nın iyi bir doku uyumu göstermesi nedeniyle, birçok araştırmacı tarafından geri dönüşümlü pulpitisli dişlerde bu materyalin pulpa kaplama materyali olarak kullanımı önerilmiştir. Kalsiyum hidroksitle karşılaştırıldığı çok sayıda hayvan ve insan

çalışmasında MTA'nın kalsiyum hidroksit ile eşit ya da daha üstün özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir [106].

Ford ve ark. [121], kalsiyum hidroksit ve MTA ile gerçekleştirilen direkt pulpa kaplamalarına karşı gelişen pulpal cevapları karşılaştırdıkları çalışmalarında; MTA ile yapılan tedavilerde daha az inflamasyon geliştiği ve daha iyi dentin köprüsü meydana geldiğini belirtmişler ve materyalin dentinogenezis üzerindeki etkisinin tıkama özelliğine, biyouyumluluğuna ve alkali yapısına bağlı olduğunu öne sürmüşlerdir.

MTA'nın amputasyon tedavilerinde de reperatif dentin oluşumunu stimüle ettiği bilinmektedir [122, 123]. Uzun dönem klinik ve radyografik takipli çalışmalarda, süt dişlerinde amputasyon tedavilerinde kullanılan MTA'nın formokrezole göre daha başarılı olduğu gösterilmiş ve MTA'nın formokrezolün yerini alabilecek uygun bir materyal olduğu vurgulanmıştır [124-129].

2.2.6 Biodentine

Rejenerasyonla diş pulpasının korunması ve muhafaza edilmesi pedodonti, endodonti ve dental travmatolojinin yeni tedavi stratejilerinden biri haline gelmiştir. Hidrolik kalsiyum silikat simanların kullanımı, pulpal hücrelerin iyileşmesi ve farklılaşmasını, transformasyon faktörlerinin düzenlenmesini sağlamakta ve dentinogenezini desteklemektedir [130].

Son zamanlarda çeşitli kalsiyum silikat esaslı ürünler piyasaya çıkmış olup bunlardan Biodentine ilgileri üzerine çekmiş ve birçok çalışmada araştırma konusu olmuştur. Biodentine, 2009 yılında piyasaya çıkmış ve özellikle "dentin yerine geçebilen" malzeme olarak tasarlanmış, kalsiyum silikat esaslı bir üründür [131].

2.2.6.1 Kompozisyonu ve Sertleşme Reaksiyonu

Biodentine toz kısmı trikalsiyum silikat (ana bileşen), kalsiyum karbonat (dolgu maddesi), zirkonyum oksit (radyopasite sağlayıcı), dikalsiyum silikat (eser miktarda), kalsiyum oksit (eser miktarda), demir oksitten (eser miktarda); likit kısmı suda çözülebilen bir polimerden (su azaltıcı ajan) ve kalsiyum klorürden (sertleşme süresini azaltır) oluşan bir toz ve likit sistemidir [132].

Üretici firma olan Septodont hammadde saflığını kontrol etmek için 'Aktif Biyosilikat Teknolojisi' adlı yeni bir teknoloji kullandığını belirtmektedir. Doğal trikalsiyum silikatın saflaştırılması yerine saf sentetik trikalsiyum silikat üretiminin

daha avantajlı olduğu, çünkü mineral içeriğinin, sinterleme şartları veya hammaddelerin kimyasal bileşimlerindeki varyasyonlar nedeniyle değişmediği belirtilmiştir [132]. Saflaştırılmış doğal trikalsiyum silikatın aksine sentetik trikalsiyum silikatın ağır metaller içermediği, Biodentine'in süzölmüş örneklerinin ve asit ekstraktlarının analizi ile kanıtlanmış ve ağır metal kontaminasyonunun olmadığını gösterilmiştir [133, 134]. Ayrıca belirli bir klinker (çimento üretimi sırasında pişmiş kil ve kalkerlerin birleşiminden oluşan iri taneli malzeme olup çimentonun bir önceki safhası olarak adlandırılabilir) yerine saf sentetik trikalsiyum silikat kullanımının, MTA ile karşılaştırıldığında Biodentine ve Bioaggregate'ın materyal özelliklerini geliştirdiği belirtilmiştir [132].

Trikalsiyum silikat, hem MTA hem de Biodentine'de yer alan ortak bir madde olmakla birlikte MTA'nın trikalsiyum silikatın monoklinik formundan, Biodentine'in ise triklinik formundan oluştuğu hidrate edilmemiş durumdaki simanların X-ışını difraktometresi ile gösterilmiştir. MTA ile Biodentine arasındaki diğer bir fark da içerdikleri trikalsiyum silikatın partikül büyüklüğüdür. Biodentine'in spesifik yüzey alanı (2,811 m²/g) MTA'ya kıyasla (1,0335 m²/g) daha büyük bir değer göstermektedir [132].

Biodentine bir kapsül içindeki tozdan ve bir pipet içerisindeki likitinden oluşur. Likitin kapağı açılarak kapsül içerisine 5 damla damlatılır ve kapsül amalgamatöre yerleştirilir. Toz ve likit 30 sn boyunca amalgamatörde karıştırılır.

Biodentine toz ve likitinin karıştırılması, zaman içinde katı bir ağ oluşumuna yol açan iyonik değişim ve polimerizasyona olanak sağlar. Reaksiyon ürünü, trikalsiyum silikat ihtiva eden bir sementöz faz ve zirkonyum oksit içeren bir radyoopasite sağlayıcı fazdan oluşmaktadır. Kalsiyum karbonatın, etrafında reaksiyon oluşumunu sağlayan bir çekirdeklenme yeri olarak görev yaptığı, böylece hidrasyonun artırılması ve daha yoğun bir mikroyapının üretilmesi sağlandığı belirtilmektedir [132, 135].

Biodentine'in sertleşmesi silikat fazının kısmen Q2 zinciri benzeri bir yapıya polimerizasyonuyla gerçekleşmektedir. Bu reaksiyon Portland çimentosundakine benzemektedir fakat bu sertleşme kinetiği Biodentine'de daha hızlı gerçekleşmektedir (12 dk) [136]. Grech ve ark. [137], indentasyon tekniğini kullanarak Biodentine'in sertleşme süresini araştırdıkları çalışmalarında, sertleşme süresini materyalin karıştırılmaya başlanmasından, indentör sertleşmiş materyal üzerinde iz bırakmayıncaya kadar geçen süre olarak hesaplamışlardır. Sonuç olarak Biodentine'in final sertleşme süresini 45 dakika olarak belirlemişler ve sertleşme süresinin kısa olmasını

Biodentine'in likitindeki kalsiyum klorid ilavesine bağlamışlardır [137]. Biodentine'in ürün broşüründe [131] sertleşme süresi Grech ve ark.nın çalışmasında belirlenenden daha kısa (9-12 dakika) olarak belirtilmektedir. Ancak Biodentine'in ürün broşüründe belirtilen süre başlangıç sertleşme zamanı iken, Grech ve ark.'nın çalışmasında belirtilen final sertleşme süresidir [138].

Sertleşmiş Biodentine, kalsiyum silikat hidrat matriks içine gömülü 5- μ m boyutundaki yuvarlak parçacıklardan oluşur [139]. Pöröziteler kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit ile doldurulduğundan, sertleşmiş Biodentine'de yoğun bir mikroyapı görülmektedir. 37°C'de gerçekleştirilen izotermik kalorimetri analizi ile takip edilen simanın hidrasyon kinetiğini şöyledir; saf trikalsiyum silikat 210 dakika sonra egzotermik tepe noktası gösterirken, Biodentine 30 dakika sonra yoğun ve dar bir egzotermik tepe değeri göstermiştir. Bu Biodentine'in saf trikalsiyum silikattan daha yüksek hidrasyon kinetiğine sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca 30 dakika sonra gözlenen erken egzotermik tepe değeri de sertleşmiş Biodentine'in mekanik kuvvet artışının da bir göstergesidir [139].

2.2.6.2 Fiziksel ve Mekanik Özellikler

Basınç Dayanımı: Basınç dayanımı kalsiyum silikat esaslı simanların temel fiziksel özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Biodentine benzeri ürünlerin vital pulpa tedavilerinde geniş bir kullanım alanına sahip olduğu göz önüne alındığında, simanın çiğneme kuvvetlerine karşı koyma kapasitesine, diğer bir deyişle dış kuvvetlere karşı yeterli bir basınç dayanımına sahip olması şarttır [140]. Üretici firma, doğal dentinle benzer bir aralığa ulaşmaya kadar Biodentine'in basınç dayanımını artırmaya devam ettiğini belirtmiştir [131].

Biodentine'in basınç dayanımı değerleri 35 dakika, 24 saat ve 28 gün sonra sırasıyla, 10,6 \pm 2, 57,1 \pm 12 ve 72,6 \pm 8 MPa olarak bulunmuştur [137]. Diğer trikalsiyum silikat simanlar ile karşılaştırıldığında Biodentine'in daha yüksek basınç dayanımı göstermesi likit kısmında yer alan suda çözülebilen polimer tarafından sağlanan düşük su/siman oranına bağlanmaktadır. Biodentine'in bükülme dayanımı (34 MPa), elastik modülü (22,000 MPa) ve Vickers sertliği (60 HV) gibi fiziksel özellikleri MTA'dan yüksek fakat dentine benzer değerler göstermektedir [141].

Bağlanma Dayanımı: Biodentine'in kalıcı restorasyonların altında taban maddesi olarak kullanılması tavsiye edildiği göz önüne alınarak, farklı adeziv sistemlerle materyalin bağlanma kuvvetini değerlendiren çalışmalar yapılmıştır.

Odabaş ve ark.'nın [142], total-etch, 2 aşamalı self-etch (SE) ve 1 aşamalı SE adeziv sistemlerini kullanarak, 12 dakika ve 24 saat bekletilmiş Biodentine gruplarına kompozitin makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, SE adeziv grupları, total-etch gruplarına kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiş olup en yüksek bağlanma dayanımı değeri 24 saatlik dönemde 2 aşamalı SE adeziv sistemler ile elde edilmiştir.

Raju ve ark. [143] ise Biodentine ve posterior cam iyonomer simanın (CİS) süt ve daimi diş dentinine makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, CİS'in daimi diş ve süt dişi gruplarının ikisinde de Biodentine'den istatistiksel olarak daha fazla makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini; Biodentine grupları kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise daimi diş grubunun süt dişi grubundan daha yüksek bağlanma değerleri sergilediğini bildirmişlerdir.

Cantekin ve Avcı [144] iki rezin bazlı kompozit ve CİS'i Biodentine ve MTA üzerine uygulayarak aralarındaki makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, en yüksek bağlanma kuvveti değerini metakrilat bazlı kompozit rezin ile Biodentine arasında ve en düşük bağlanma kuvveti değerini ise CİS ile MTA arasında elde etmişlerdir. Metakrilat bazlı kompozitler Biodentine grubunda MTA grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bağlanma değerleri göstermesine rağmen diğer restoratif materyaller Biodentine ve MTA'ya yakın kuvvetlerle bağlanmışlardır. Ayrıca metakrilat bazlı kompozit grubu Biodentine ve MTA'ya diğer restoratif materyallerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.

Radyoopasite: Endodontik tamir veya retrograd dolgu materyalleri genel olarak düşük kalınlıklarda uygulanmalarından ve bu malzemelerin kolayca çevre dokulardan ayırt edilmesi gerekliliğinden dolayı radyopasite bu materyallerde olması beklenen önemli bir özelliktir. Radyoopasite sağlayıcı olarak bizmut oksit kullanıldığı diğer materyallerin aksine Biodentine'de bu amaç için zirkonyum oksit kullanılmıştır. Üretici firmanın radyoopasite sağlamak amacıyla zirkonyum oksiti tercih etmesinin nedeni, zirkonyum oksitinin biyouyumlu, uygun mekanik özellikler ve korozyon direncine sahip bir materyal olduğunu gösteren çalışma sonuçlarına bağlanabilir [145].

Grech ve ark. [137], yaptıkları bir çalışmada Biodentine, Bioaggregate, IRM ve prototip olarak radyoopasite kazandırılmış bir trikalsiyum silikat simanın radyoopasitelerini karşılaştırmışlardır. Biodentine'in radyoopasite değerlerini 1 gün ve 28 gün sonra sırasıyla 4,1 mm Al ve 3,3 mm Al olarak bulmuşlar ve trikalsiyum silikat esaslı materyallerin benzer radyoopasiteye sahip olduklarını IRM'nin test edilen materyaller arasında en yüksek radyoopasiteyi gösterdiğini belirtmişlerdir.

pH: Biodentine'in deiyonize su içinde bekletildiği bir çalışmada, ortamın pH değeri 3 saat, 1 gün ve 1 hafta sonra ölçülmüş ve pH değerleri sırasıyla $9,14 \pm 0,16$, $8,88 \pm 0,27$ ve $8,02 \pm 0,19$ olarak kaydedilmiştir [146]. Başka bir çalışmada ise HBSS (Hank's Balanced Salt Solution) içindeki Biodentine'in pH değeri ölçülmüş, simanın alkali yapısını doğrulayan bir şekilde, pH değerleri sırasıyla, 1., 7., 14., 21. ve 28. günlerde 11,7, 12,1, 12,3, 12,4 ve 12,3, olarak kaydedilmiştir. Biodentine'in pH'sı BioAggregate ve IRM'ye benzer bulunmuştur [134].

Mikrosızıntı: Açık sandviç restorasyonlarda mikrosızıntının değerlendirildiği bir çalışmada, Biodentine'in ($0,13 \pm 0,006$ mm) MTA ($0,73 \pm 0,13$ mm) ve CİS'a ($1,49 \pm 0,23$ mm) kıyasla daha az sızıntı gösterdiği belirtilmiştir. Bu sonuç, Raskin ve ark.'nın [147], Biodentine'in mine, dentin ve dentin-bağlayıcı ajanların ara yüzeyinde yeterli bir marjinal sızdırmazlık sağladığını bildirdikleri çalışma sonuçları ile desteklenmiştir.

2.2.5.3 Biyouyumluluk ve Antibakteriyel Etkinliği

Yüksek alkali pH'sı ile Biodentine'in mikro organizmalar üzerinde inhibitör etkisinin bulunduğu; Biodentine'in oluşturduğu alkali ortam ile çevre sert ve yumuşak dokularının dezenfeksiyonunu sağladığı belirtilmektedir [148].

Bhavana ve ark. [149], Biodentine'in Streptococcus mutans, Enterococcus faecalis, Escherichia coli ve Candida albicans'a karşı antibakteriyel ve antifungal özelliklerini geleneksel CİS ve MTA ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, incelenen bütün mikroorganizmalar üzerinde en yüksek antimikrobiyal aktiviteyi ortalama 3,2 mm'lik bir inhibisyon bölgesi ile Biodentine'in gösterdiğini belirtmişlerdir.

Biodentine'in biyouyumluluğuyla ilgili yapılan çalışmalardan birinde Laurent ve ark. [21], konsantrasyona bağlı olmaksızın Biodentine'in pulpa fibroblastları için sitotoksik ya da genotoksik olmadığını ve kaide materyali veya pulpa kaplama ajanı

olarak kullanıldığında, bu hücrelerin fonksiyonunda modifikasyona neden olmadığını bildirmişlerdir.

Zhou ve ark. [150], insan gingiva fibroblastları üzerinde yapılan sitotoksosite testlerinde, Biodentine ve MTA ekstratlarına karşı benzer cevaplar elde edildiğini; Perard ve ark. [151] ise Biodentine'in endikasyonlarına uygun bir biyouyumluluk gösterdiğini belirtmişlerdir.

About ve ark. [152], insan diş kültürlerinde pulpal progenitör hücrelerin aktivasyonu, farklılaşması ve dentin rejenerasyonu üzerindeki Biodentine aktivitesini inceledikleri çalışmalarında, Biodentine'in pulpa progenitör hücrelerinden odontoblast farklılaşmasını indükleyerek dentin rejenerasyonunu stimüle ettiği sonucuna ulaşmışlardır.

2.2.6.4 Klinik Kullanım Alanları

Biodentine'in endikasyonları Portland çimentosu (örn: ProRoot MTA) gibi, kalsiyum silikat bazlı malzemeler ile benzerlik göstermektedir. Çeşitli fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri MTA ile benzer olmasına karşın, Biodentine MTA'dan üstün olan bazı özelliklere sahiptir.

- Biodentine'in kıvamı, klinik kullanıma MTA'dan daha uygundur,
- Biodentine'in hazırlanışı MTA'dan daha kolay ve güvenlidir,
- Biodentine MTA'da olduğu gibi iki aşamalı bir dolgu gerektirmez,
- Sertleşmesi daha hızlı olduğu için, bakteriyel kontaminasyon olasılığı MTA'dan daha düşüktür [131],

Materyalin tavsiye edilen kullanım alanları şu şekilde sıralanabilir [131]:

- Geçici mine dolgusu,
- Geçici dentin dolgusu,
- Derin ve/veya geniş koronal çürük lezyonlarının restorasyonu (sandviç tekniği),
- Derin servikal ve/veya radiküler lezyonların restorasyonu,
- Pulpa kaplamaları,
- Pulpotomi,
- Kök perforasyonlarının tamiri,
- Furka perforasyonlarının tamiri,

- İnternal rezorbsiyon kaynaklı perforasyonların tamiri,
- Eksternal rezorbsiyonların tamiri,
- Apeksifikasyon,
- Endodontik cerrahi sonrası kök ucunun retrograd dolgusu.

2.3 Adezyon

Adezyon (bağlanma) kelimesi Latince'de yer alan adhaerere kelimesinden türetilmiştir. Adezyon veya bağlanma iki ayrı maddenin birbirine yapışmasıdır. Birbirlerine yapışan madde veya yüzeylere adherent, adezyonu sağlayan maddeye de adeziv adı verilmektedir. Adezyonun sağlanabilmesi için adeziv ile adherent arasında tam bir temas olması gerekmektedir [153].

2.3.1 Adezyon Mekanizmaları

Bağlanma ile ilgili olarak üç farklı mekanizmadan bahsedilmektedir [153, 154].

1. Fiziksel bağlanma: Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında, hidrojen bağları, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu oluşan oldukça zayıf bir bağlanma şeklidir. İki yüzey yaklaştığında, polar moleküller arasında dipol-dipol etkileşimi sonucu sekonder kuvvetler meydana gelmektedir. Hızlı bir bağlanma tipi olmakla birlikte istenilen sürekli bağlanma gerçekleşmemektedir. Fiziksel adezyona örnek olarak, iki düz cam yüzeyinin bir damla su ile birleştirilmesi sonucu görülen bağlanma verilebilir.

2. Kimyasal bağlanma: Farklı yapıya sahip atom yüzeyleri arasında ortaya çıkan bağlanma şeklidir. İyonik, kovalent, metalik bağlar gibi birincil kimyasal bağlar ile meydana gelir.

3. Mekanik bağlanma: Diş hekimliğinde bağlanma öncelikle girintili çıkıntılı yüzeyler arasında oluşan mekanik bir kilitleme sonucu meydana gelir. Bağlanma kuvvetini ise girinti ve çıkıntıların mikroskobik şekli ve dağılımları belirler. Mikroskobik seviyede ise rezin polimerlerin kollajen liflerle kilitlemesi ile oluşan hibridize dentin tabakası da mekanik adezyonun farklı bir şeklidir.

2.4 Dental Adeziv Sistemler

Buonocore'un diş yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi prensibini ortaya koyması ile restoratif diş hekimliğinde yeni bir dönem başlamıştır. Böylelikle Black tarafından dolgu maddeleri için geliştirilen makromekanik tutuculuk ikelerine karşı mikromekanik adezyon ve adeziv diş hekimliği devri başlamıştır [155].

Adezivlerin kullanımıyla restoratif materyaller ve dental dokular arasında mikromekanik kenetlenmenin meydana gelmesi ile ağız sıvılarının, bakteri ve bakteri ürünlerinin geçmesi engellenerek postoperatif hassasiyet, marjinal renklenme, sekonder çürük oluşumu gibi klinik sorunlar en aza indirgenebilmektedir [156]. Bununla birlikte çürüğün temizlenmesinden sonra kalan diş yapısının çiğneme kuvvetlerine karşı korunması sağlanmaktadır [157].

Yıllar boyunca, bağlayıcı sistemlerde sayısız modifikasyonlar yapılmış ve yapılan her bir değişiklik ile restoratif materyal ve dentin arasındaki bağlanma büyük oranda geliştirilmiştir. Bu değişiklikler üreticiler ve klinisyenler tarafından nesil terimi ile adlandırılmıştır [27]. Rezin içerikli dolgu maddelerinin dentinle bağlantısını gerçekleştiren dentin bağlayıcı ajanlar için yapılmış ilk sınıflandırma, gelişim basamaklarına göre yapılan sınıflandırmadır. Günümüzde ise dentin bağlayıcı sistemlerin içerikleri, etki mekanizmaları ve klinik uygulama biçimlerine bağlı olarak farklı sınıflandırmalar da yapılmaktadır [155, 158].

2.4.1 Dentin Adeziv Sistemlerin Günümüzde Kullanılan Sınıflandırması

Birçok araştırmacı tarafından, adeziv ürünlerin kullanılmaya başlandığı tarihler esas alınarak yapılan "kronolojik sınıflandırma" ve adeziv sistemlerin kimyasal içeriklerine göre yapılan "yapısal sınıflandırma" kullanılmıştır [159]. Günümüzde ise adeziv sistemlerin "etki mekanizmaları" göz önüne alınarak yapılan sınıflandırmalar daha objektif bir yaklaşım olarak kabul edilmektedir [158].

Etki mekanizmalarına göre modern dental adeziv sistemleri üç başlık altında incelenebilir [160]:

- A. Total-Etch Adeziv Sistemler
- B. Self-Etch Adeziv Sistemler
- C. Cam İyonomer Adeziv Sistemler

2.4.1.1 Total-etch Adeziv Sistemler

1980’li yıllarda total-etch kavramının tanıtılmasıyla rezin-dentin birleşiminde yeni bir dönem başlamıştır. Başlangıçta önceki çalışmaların doğrultusunda asitin pulpaya zararı olabileceği şüphesiyle total-etch tekniği tartışmalar yaratmış, Amerika’daki ve dünyadaki birçok hekim dentinin asitlenmesini bir tabu olarak görmüştür. Yapılan birçok araştırma sonucunda ise bu teknik geniş kullanım alanı bulmuş ve güvenilir olarak kabul edilmiştir [161]. Total-etch bağlayıcı sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki ana grup altında incelenebilir.

Üç basamaklı total-etch sistemler: Bu sistemde ilk adım, dişe fosforik asit uygulanmasıdır. Bu işlem ile ‘inorganik doku’ etkilenerek smear tabakası uzaklaştırılır, dentin tübülleri açılır, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye edilir. Asit yıkandıktan sonraki 2. adım aseton, etanol, su ve bir veya daha fazla bifonksiyonel rezin monomer içeren primerin uygulanması ve 3. adım ise ‘adeziv uygulaması’ şeklindedir. Asitleme sonucu kollajende oluşan nano boşluklar adeziv ile doldurulmakta ve ortamda kalan hidroksiapatitle de birleşerek hibrit tabakayı meydana getirmektedir [162, 163].

Geleneksel adeziv sistemler kullanılırken, nem kontrolü yapmak zordur ve uygulama basamaklarının çok olması nedeniyle hata yapma ihtimali de yüksektir. Bunun için üretici firmalar, üç aşamalı total-etch adeziv sistemleri basitleştirerek iki aşamalı total-etch (one-bottle) sistemini üretmişlerdir [161, 164]. İki aşamalı total-etch sistemde birinci aşama asit uygulaması olup, ikinci aşamayı tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır. Bağlanma mekanizmaları ise üç aşamalı total-etch sistemler ile aynı şekildedir. [161, 165].

Total-etch sistemlerin başlıca dezavantajları, asit uygulama süresinin aşılma riski, asit uygulama sonrasında yıkama işlemini gerektirmesi, dentinin fazla nemli ya da kuru bırakılma riskinin olması ve aşamalarından dolayı klinik uygulamasının daha fazla zaman gerektirmesidir. Total-etch sistemlerin uygulama prosedürü birden fazla basamak içerdiğinden hata yapma olasılığı özellikle çocuk hastalarda artış göstermektedir [153, 166].

2.4.1.2 Self-etch Adeziv Sistemler

Self-etch (SE) adezivler, total-etch sistemlerdeki işlem basamaklarını azaltarak çalışma zamanını kısaltmak amacıyla geliştirilmiş ürünlerdir [167]. SE adeziv kavramı, yüzey düzenlemesini (asitle pürüzlendirme) ve primer uygulamasını eş zamanlı olarak

gerçekleştiren polimerize olabilen asidik monomerlerin kullanılması esasına dayanmakta, böylelikle fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için teknik hassasiyet gerektiren yıkama işlemini ortadan kaldırmaktadır [168].

SE adeziv sistemler tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. İki aşamalı sistemlerde, aynı anda mine ve dentin dokularının hem pürüzlendirilmesi hem de bu dokulara primer ajan uygulanması amaçlanır ve bu işlem için yüzey hazırlayıcı asidik monomerler içeren bir primer uygulanır. Bu işlemin sonrasında ise yüzeye adeziv rezin tatbik edilir. Tek aşamalı SE adeziv sistemlerde ise primer ve adeziv rezin tek bir solüsyonda birleştirilmiştir [169].

SE adeziv sistemler, uygulama basamaklarının yanı sıra içerdikleri asitlerin pH değerlerine göre *hafif (mild)*, *ultra-mild (ultra hafif)* ve *güçlü (strong) SE sistemler*, olarak da alt gruplara ayrılabilirler. Güçlü SE adezivlerin pH'ları 1 veya 1'in altında olup yüksek asiditeleri nedeniyle daha derin demineralizasyona sebep olurlar. Minede oluşturdukları pürüzlendirme ER sistemle oluşturulan pürüzlendirmeye benzerlik gösterir [170]. Hafif SE sistemlerin pH'sı 2 civarında olup dentini 1 µm derinliğe kadar demineralize edebilirler. Oluşan demineralizasyon yüzeyel ve kısmi olup hala kollajenlere bağlı hidroksiapatitler mevcuttur ve kalan hidroksiapatitler ile fonksiyonel monomerlerin karboksil ya da fosfat grupları arasında kimyasal bağlanma oluşabilir. Bu adeziv sistemlerle hibrit tabakadaki mikromekanik kilitlenme için yeterli miktarda porözite oluşturulabilir. Zayıf asiditeleri ve meydana getirdikleri düşük demineralizasyon miktarları nedeni ile oluşan hibrit tabaka, güçlü SE sistemler ya da ER sistemler kadar kalın değildir. Ancak hibrit tabakanın kalınlık miktarının bağlanmada çok da etkili olmadığı bilinmektedir [171, 172].

SE adeziv sistemlerin en büyük avantajları, total-etch sistemlerde olan yıkama ve kurutma aşamalarını gerektirmemelerine bağlı olarak nemli bağlanma tekniğinin kullanılma zorunluluğunu ortadan kaldırması ve böylece teknik hassasiyetin azalmasıdır [160, 173-175]. Bu teknikte işlem basamaklarının azalması ile özellikle kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda kullanım kolaylığı sağlanırken tükürükle kontaminasyon riski de azalmaktadır [176, 177]. Asitle pürüzlendirilmiş dentine göre daha kuru olan smear tabakasına direkt olarak uygulanabildikleri için SE adeziv sistemler ıslak bağlanma gerekliliğini ortadan kaldırır [178]. Bu sistemde pürüzlendirme ve hibrit tabaka oluşumu eş zamanlı olarak gerçekleştiği için fazla demineralizasyona bağlı yetersiz rezin monomer infiltrasyonu oluşumu da engellenir [179].

2.4.1.3 Cam İyonomer Adeziv Sistemler

Cam iyonomer, herhangi bir yüzey işlemi olmaksızın diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyal olma özelliğine sahiptir [180]. Bunun yanı sıra cam iyonomer materyallerin diş bağlanmalarının, diş yüzeyine polialkenoik asit uygulanması ile önemli derecede artırıldığı gösterilmiştir [173]. Polialkenoik asitler, smear tabakasını kaldırarak 0,5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarmakta ve cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye diffüze olması ile de mikromekanik bağ kurulmaktadır [181].

Cam iyonomerlerle SE yaklaşımın, rezin esaslı SE yaklaşımdan temel farkı, cam iyonomer SE yaklaşımda kullanılan polikarboksil esaslı polimerin yüksek moleküler ağırlıkta olmasıdır. Yüksek moleküler ağırlık nedeniyle polimerin infiltrasyon kapasitesi sınırlanmakta ve böylece sadece yüzeysel hibrit tabakaları ortaya çıkmaktadır. Yüksek moleküler ağırlığından dolayı polimer, fosforik asit gibi agresif yüzey düzenleyicilerin dekalsifiye ettiği dentine infiltre olamaz. Bu nedenle cam iyonomerlerle bağlantıda agresif yüzey düzenleyicileri kullanılmamaktadır [160, 182].

2.4.1.4 Universal Adeziv Sistemler

Günümüzde mevcut dental adezivler için temel zorluk, farklı yapılarıdaki diş yüzeylerinde (örneğin; sağlam, çürük, sklerotik dentin ve mine) eşit derecede etkili bir bağlanma sağlayabilmektir. Adeziv stratejisinin seçimi ve aşama sayısı ile ilgili diş hekimlerinin seçim farklılıkları göz önüne alınarak, bazı üreticiler tarafından hekime hangi adeziv stratejisini kullanacağını belirleme fırsatı sağlamak amacıyla çok yönlü adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu yeni dental adeziv ailesi " universal " ya da " multi-mode" olarak adlandırılmış olup piyasadaki adeziv sistemlerin son neslini temsil etmektedir [28-31].

Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem ER hem de SE teknikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır [29]. Üretici firmalar her iki adeziv tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediğini iddia etmişler, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabilirliğini belirtmişlerdir. Selektif asitleme tekniği klinisyene, SE tekniği ile ER tekniğinin avantajlarını birleştirilme olanağını sağlamaktadır [32]. Piyasada bulunan

universal adeziv örnekleri All-Bond Universal (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA), Adhese Universal (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake Diş Inc., Tokyo, Japonya) Futurabond U (Voco GmbH, Cuxhaven, Almanya), G-Premio Bond (GC Corp., Tokyo, Japonya), Peak Universal Bond (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA), Prime&Bond Elect (Dentsply Caulk, Milford, DE, ABD) ve Single Bond Universal (3M ESPE St. Paul, MN, ABD) şeklindedir. Ayrıca bu universal adezivlerden bazıları yardımcı astar maddeleri kullanılmadan da silika esaslı cam seramik ya da zirkonyuma bağlanma sağlayacak bileşenler içermektedir [183].

Tablo 2.1: Piyasadaki bazı universal adezivlerin kompozisyonları ve sınıflandırılması.

Universal Adeziv	pH sınıflaması	İçeriği
Single Bond Universal (3 M Espe, St. Paul, MN, USA)	Hafif (pH = 2,7)	10-MDP fofat monomeri, Vitrebond kopolimeri, HEMA, BISGMA, dimetakrilat rezin doldurucu, silan, başlatıcılar, etanol, su
All-Bond Universal (Bisco, Schaumburg, IL, USA)	Ultra-hafif (pH = 3,1)	10-MDP fofat monomeri, HEMA, BISGMA, etanol, su
G-aenial Bond (GC, Tokyo, Japan)	Hafif (pH = 1,5)	Aseton, dimetakrilat, TEGDMA, 4-MET, fosforik asit ester monomeri, silikon dioksit, foto-başlatıcı
Prime&Bond Elect (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA)	Hafif (pH = 2,5)	Mono-, di- and trimetakrilat rezinler, PENTA, diketon, organik fosfin oksit, stabilizatörler, setilamin hidrofluorid, aseton, su
Futurabond U (Voco, Cuxhaven, Germany)	Hafif (pH = 2,3)	Likit 1: Asidik monomer adeziv, HEMA, BISGMA, HEDMA, UDMA, katalizör; Likit 2: Etanol, başlatıcı, katalizör
Peak Universal Adeziv (Ultradent, South Jordan, UT, USA)	Hafif (pH = 1,2–2,0)	Metakrilik asit, etil alkol, HEMA, klorheksidin di (asetat)
Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Japan)	Hafif (pH=2,3)	Bis-GMA, HEMA, etanol, 10-MDP, hidrofilik alifatik dimetakrilat, koloidal silika, DL-kamforokinon, silan bağlama ajanı, hızlandırıcılar, başlatıcılar, su
Adhese Universal	Hafif (pH=2,5-3,0)	Pürüzlendirici: su içinde %37'lik fosforik asit (total etch) 2. Adeziv: HEMA, MDP, Bis GMA, MCAP, D3MA, etanol, su, yüksek seviyede dağılmış silikon dioksit ve kamforokinon

Universal adeziv sistemlerin kısa süre önce piyasaya çıkmalarından dolayı, özellikle de en son çıkanlarıyla ilgili olarak, kendi üretici firmaları tarafından sağlanan performans bilgilerinin dışında literatürden çok fazla bilgi elde edilememektedir [31, 184-186]. Günümüzde universal adeziv sistemlerle ilgili mevcut olan kısıtlı sayıdaki klinik çalışma ve kısa takip süreli değerlendirmelere dayanarak, bu çok yönlü adezivler için en iyi adeziv protokolünün hangisi olduğuna karar vermek mümkün değildir. Bununla birlikte, farklı uygulama teknikleri altında bu yeni adeziv sistemlerinin bağlanma etkinliklerinin in vitro olarak değerlendirildiği çeşitli çalışmalar literatürde mevcuttur [187].

2.4.1.4.1 Universal Adeziv Sistemlerle Yapılan Çalışmalar

De Goes ve ark. [28], SE ve ER teknikle uyguladıkları Single Bond Universal (SBU) adeziv sisteminin mineye mikrogerilim bağlanma dayanımını, 2 aşamalı total-etch, 3 aşamalı total-etch ve 2 aşamalı SE sistemleriyle karşılaştırdıkları çalışmalarında, 2 aşamalı SE ve SBU gruplarında asit uygulamasının anlamlı bir farklılık meydana getirdiğini ve asitli gruplarda mikrogerilim bağlanma dayanımında artış görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu çalışmada SBU, 2 aşamalı SE ve 3 aşamalı total-etch sistemleri bağlanma dayanımı yönünden farklılık göstermemiş, en düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri 2 aşamalı total-etch grubunda izlenmiştir.

Rosa ve ark. [187] tarafından yapılan bir meta-analizde, hafif universal adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımı değerlerinde, ER ve SE uygulama ile anlamlı bir farklılık görülmezken, ultra-hafif adeziv sistem olan All bond Univerasal (ABU)'in ER uygulaması ile SE uygulamasından anlamlı şekilde yüksek bağlanma değerleri elde edildiği bildirilmiştir. Bununla birlikte meta-analizde değerlendirilen bütün universal adeziv sistemlerde mineye bağlanma dayanımı değerlerinin ER uygulama ile daha yüksek değerler gösterdiği belirtilmiştir. Yine aynı meta-analizin sonuçları hafif asiditedeki universal adezivlerde asit uygulamasının dentinde bağlanma dayanımını etkilemediği, ER ve SE uygulamalar arasında dentin bağlanma dayanımı açısından farklılık olmadığını göstermiştir. Üreticilerin bu yeni universal adezivlerle mineye bağlanma dayanımını arttırma çabalarına karşın, bu meta-analiz, uygulama öncesi asitle pürüzlendirmenin mineye bağlanma dayanımını arttırdığını ve mineye adezyonun güçlendirilmesi için ER uygulamanın tavsiye edilebileceğini ortaya koymaktadır [187].

Chen ve ark. [183] ABU, Clearfil Universal Bond, Futurabond U, Prime&Bond Elect ve SBU'in iki farklı uygulama tekniğinde (ER ve SE) dentine bağlanma etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, ER uygulamanın dentine bağlanmada herhangi bir olumsuz etkiye neden olmadığını belirtmişlerdir. Bu sonuç, uygulama tekniğinin ABU, SBU ve Futurabond U'nun mikrogerilim bağlanma dayanımı'nı etkilemediğini belirtilen Wagner ve ark.'nın çalışmasını destekler niteliktedir [31].

Diğer taraftan Munoz ve ark. [186] SBU, ABU ve Peak Universal adeziv sistemlerinin mikrogerilim bağlanma dayanımlarını SE ve ER uygulama tekniklerini kullanarak, kendi içlerinde ve kontrol grupları olarak belirlenen SE adeziv olan Clearfil SE Bond ve total-etch adeziv olan Adper Single Bond ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerinin birbirlerinden farklılık gösterdiğini, en düşük bağlanma değerinin ABU'in SE uygulaması ile elde edildiğini belirtmişlerdir. Adeziv sistemlerin kontrol gruplarıyla gösterdikleri farklı bağlanma performanslarını ise adeziv sistemlerinin içeriklerindeki farklılara bağlamışlardır. Bunun yanı sıra, ABU ve Peak Universal adeziv sistemlerinin ER tekniikle daha yüksek bağlanma değeri gösterirken, SBU'in her iki uygulama tekniğinde de benzer bağlanma değerleri sergilediğini bildirmişlerdir.

Hanabusa ve ark. [29], G-aenial Bond (GB)'ın mikrogerilim bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, mine kenarlarının selektif asitlenmesi ile bağlanma etkinliğinin arttırılabileceğini, dentinin asitlenmesinin immediate bağlanma dayanımını azaltmadığını fakat bağlantı stabilitesinin SE uygulamasından daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Marchesi ve ark. [32], SBU adezivin SE ve ER şekilde uygulanmasını kendi içerisinde ve Prime&Bond NT (PB) ile mikrogerilim bağlanma dayanımı ve nanosızıtı yönünden değişik zaman aralıklarında (24 saat, 6 ay ve 1 yıl) karşılaştırdıkları çalışmalarında, başlangıçta gruplar arasında farklılık bulunmadığını, 1 yılın sonunda ise diğer gruplar ile karşılaştırıldığında en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinin SE şekilde uygulanan SBU ve PB gruplarında görüldüğünü bildirmişlerdir. Çalışmada en düşük nanosızıntı değerleri ise hem başlangıçta hem de 1 yıl sonunda SE tekniikle uygulanan SBU grubunda görülmüştür. Sonuç olarak adeziv, SE yaklaşımla uygulandığında bağlanma etkinliğinin arttığını ve ER yaklaşımın başlangıçta SE yaklaşımla karşılaştırılabilir bir bağlanma dayanımı gösterdiğini ancak zamanla bağlanma dayanımında azalma meydana geldiği ve daha fazla nanosızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Loguercio ve ark. [188] çeşitli universal adeziv sistemlerin SE teknikle aktif ve pasif uygulanmalarının mineye olan mikromakaslama bağlanma dayanımını üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; SBU, GB ve ABU'in de bulunduğu 7 universal adeziv sistemi karşılaştırmışlar ve aktif uygulamanın bu 7 adeziv sistemden 5 tanesinin mikromakaslama bağlanma dayanımında artışa neden olduğunu, universal adezivlerin SE teknikte aktif şekilde uygulanmasının selektif mine asitlenmesi için bir alternatif olarak görülebileceğini belirtmişlerdir.

Gorracci ve ark. [189] GB'in SE ve ER şekilde uygulanmasının mine ve dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, asit uygulamasının mineye bağlanma dayanımını arttırırken, dentine bağlanmayı ise negatif şekilde etkilemediğini belirtmişlerdir.

Perdigao ve ark.'nın [190] gerçekleştirdikleri klinik bir çalışmada SBU adeziv sistemin üç farklı teknik ile kullanılmasıyla (SE, ER ve selektif asitleme) Sınıf V kaviteleer kompozit rezin ile restore edilmiştir. 18 aylık takip süresi sonunda dişler; retansiyon, postoperatif hassasiyet, marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme açısından değerlendirilmiş ve klinik başarının SBU'in uygulama tekniğinden etkilenmediğini belirtilmiştir. Bu çalışmayla benzer şekilde, SBU adeziv sistemin farklı tekniklerde kullanılmasıyla, çürük olmayan servikal lezyonların kompozit rezin ile restore edilerek restorasyonların 6 ay sonra değerlendirildiği Mena-Serrano ve ark.'nın [191] çalışmasında da adezivin farklı uygulama şekilleri arasında klinik başarı yönünden farklılık bulunamamıştır.

2.5 Kompomer

Poliasitle modifiye kompozit rezinler, hem kompozit rezinlerin hem de CİS'ların bir takım özelliklerini barındıran hibrit restoratif materyallerdir [192]. Yeni terminolojiye göre poliasitle modifiye kompozit rezinler olarak adlandırılması uygun görülmüştür. İlk olarak 1993 yılında piyasaya sürülen bir poliasit modifiye kompozit rezin olan "Dyract" (Dentsply, Almanya) ile ortaya çıkan "kompomer" terimi bir jenerik isimdir [193]. Kompomerin içeriğinde, üretici firmalara göre farklı oranlarda rezin ve cam iyonmer bulunmaktadır. Bu oran genel olarak %20-30 cam iyonmer ve %70-80 kompozit rezin olacak şekilde olup rezin içeriği daha yüksek oranda olduğu için kompozite yakın fiziksel özellikler göstermektedir.

Kompomerler iki metakrilat grubu, iki de karboksilat grubu olan HEMA'ya hidrofilik monomerler eklenerek modifiye edilmiştir. Doldurucu kısmını stronsiyum alüminyum fluorüro silikat oluşturur ve bu da florid salınımından sorumludur [194].

Kompomerler ışıkla polimerize edilerek başlangıç sertleşme reaksiyonları gerçekleştirilir. Işık uygulanması sonrası kompozit rezinde olduğu gibi monomerler arasında çapraz bağlar oluşur ve ilk sertleşme reaksiyonu meydana gelir. Sertleşme sonrasında kompomerin nem ile temas etmesi sonucunda içerisine su emilimi başlar ve bu olay aylarca devam edebilir. Su emilimi sonucunda salınan H⁺ iyonları cam partikülleri ile reaksiyona girmekte ve bunun sonucunda da asit-baz reaksiyonu başlayarak, florid iyonu salımı başlamaktadır. Kompomerlerde tuz matris ve hidrojel meydana gelmediğinden dolayı florid rezervuarı gibi davranamazlar ve sınırlı florid salınımı yaparlar. Bundan dolayı sekonder çürüklerin önlenmesindeki etkileri tartışılmalı bir konudur [195-197].

Kompomerlerin fiziksel ve mekanik özellikleri hem kompozit rezinlere hem de cam iyonmer simanlara benzemekle birlikte, kompozitlere daha yakındır. Kompomerler, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonmer simanlara göre daha estetik restoratif materyallerdir. İçerdikleri rezin oranına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Ayrıca kompomer materyalinin çocuk hastalarda uygulanması kolaydır ve ışıkla polimerize olmaları da çalışma rahatlığı sağlamaktadır [198, 199].

Kompomerlerin kendine özgü tek basamaklı adeziv sistemleri, bağlayıcı özelliklerine ek olarak mine ve dentinin asitle pürüzlendirilmesini sağlayan asidik bileşenlere sahiptirler. Özel bağlayıcı sistemleri nedeniyle birçok üretici firma, kompomerin dişe uygulanması için öncesinde asitle pürüzlendirme yapılmasına gerek olmadığını belirtmiştir. Özellikle süt dişlerinin düşük mineral içeriğe sahip olmalarından dolayı asitle pürüzlendirme yapılmadan da diş dokuları ile kompomer arasında kabul edilebilir bir tutuculuk sağlandığı düşünülmektedir. Bu durum, uygulama süresini kısalttığı için zor kooperasyon sağlanan çocuklarda hekime avantaj sağlamaktadır. Ancak bunun yanında asitle pürüzlendirme sonucu kompomerin hem tutuculuğunun hem de kenar adaptasyonunun arttığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [200-204]. Bunun nedeni, kompomerin dişe aslında kompozit rezinler gibi mikromekanik olarak bağlanmasıdır. Asitle pürüzlendirme yapılarak bağlanma alanı artırılmakta ve daha kalın bir hibrit tabaka oluşturulmaktadır. Bu nedenle, uyumlu çocuklarda ve tutuculuğun daha önemli olduğu kavite şekillerinde kompomer uygulaması öncesinde asitle pürüzlendirme yapılabilir [192, 202, 204-207].

Tunç ve ark.[25]'nin MTA'nın kompomer ve kompozit rezine makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, total-etch adeziv sistemler kullanıldığında iki materyal arasında makaslama bağlanma dayanımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını; tek aşamalı SE adezivler kullanıldığında ise kompomerin kompozitten istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük değerler gösterdiğini belirtmişlerdir.

2.6 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Metodu

Hızlı bir şekilde geliştirilen dental ürünlerin klinik kullanıma geçirilmeden önce in vitro araştırmalar ile değerlendirilmesi gereklidir. Zaman alıcı ve maliyeti yüksek klinik çalışmalar öncesinde yapılan in vitro çalışmalar; materyallerin uzun dönem performansı, doğru endikasyon dahilinde kullanılmaları ve mekanik özellikleri hakkında fikir edinilmesi açısından önemli bir yere sahiptir [208-210].

Bağlanma dayanımı testleri restoratif materyallerin klinik uygulamalarında hekimlere rehberlik eden laboratuvar testlerinin en önemlilerinden birisi olup bu testlerde mine ve dentinde oluşturulan bağlantı yüzeylerine kuvvet uygulanmaktadır [211]. Yeni geliştirilen materyallerin mine ve dentine ya da birbirlerine olan bağlanma dayanımlarını ölçmek için in vitro ortamda; tensile (çekme), microtensile, shear (makaslama) gibi test yöntemleri kullanılmaktadır [212].

Makaslama dayanımı test metodu diş yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulanarak bağlanmanın kırılması şeklinde yapılan in vitro bir test metodudur. Klinik ortamdaki yük dağılımını iyi taklit etmesi ve daha kolay örnek hazırlanması nedeniyle en sık kullanılan yöntemdir [213]. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik uygulanırken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel bir şekilde uygulanmaktadır. En fazla tercih edilen bağlanma dayanımı ölçümü yöntemi makaslama testidir [214].

Makaslama dayanımı test yönteminde bıçak sırtı şeklinde bir uç kullanılarak bağlantıyı ayıracak şekilde test uygulanır [215]. ISOTR 11405 [216] standardına göre kesici uç hızının 0,45 ile 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. İki ayrı materyalin bağlantı yüzeyine kırılma oluşuncaya kadar sabit hızla kuvvet uygulanmasına dayanan bu testte bağlanma dayanımı değeri, kırılma sırasında elde edilen en yüksek kuvvet değerinin bağlantı yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır

[217]. Bağlanma dayanımı bağlantı alanının boyutuyla yakın ilişkilidir ve bağlanma dayanımını (MPa) hesaplayabilmek için bağlantı alanının bilinmesi gereklidir [215].

Test sonrası başarısızlık tipleri kopma yüzeyleri gözle ya da mikroskop altında incelenerek belirlenmektedir. Bağlanma kuvvetlerinin test edildiği örneklerde materyallerin kütleli dirençleri ortaya çıkacak olan kırık tipini etkiler. Bağlanma dayanımı testlerinde kırılma tipleri oluşma şekillerine göre; adeziv tip kırık, koheziv tip kırık ve karışık (mixed) tip kırık olarak sınıflandırılır. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında meydana gelir. Örneğin, Biodentine ile kompomerin her iki materyalde de kırılma olmadan bağlantı yüzeylerinden ayrılması gibi. Koheziv kırıklar, materyalin kendi içinde oluşan kırılmadır. Birbirlerine bağlanan materyallerin ikisinin de kendi içinde oluşabilir. Karışık kırıklar; koheziv ve adeziv kırık tiplerinin aynı örnekte görüldüğü kırıklardır [218, 219].

Çalışmamızda bağlanma dayanımı testlerinden makaslama bağlanma dayanımı testi kullanılmış olup; test universal bir test cihazında 1 mm/dakika hızında gerçekleştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri MPa cinsinden hesaplanmıştır.

2.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Hakkında Genel Bilgiler

Dış hekimliğinde yüzey incelemesi için ışık mikroskobu yüzeyin daha detaylı görüntüsü için ise taramalı elektron mikroskobu (SEM-Scanning Electron Microscopy) kullanılabilir [220]. SEM'de görüntü meydana getirilmesi örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansıması ve yansıyan sinyallerin algılanması temeline dayanır. SEM kullanılması görüntülerde morfolojinin tanımlanmasında oldukça yararlıdır [221].

Tarama işleminden önce örnekler kakodilat tampon solüsyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyon işlemine tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara yerleştirilen örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır [222, 223].

SEM analizi yüzeyin sadece morfolojik özellikleri hakkında detaylı bilgiye ulaşmamızı sağlar. Kimyasal yapı veya adeziv kuvvet hakkında bilgi vermez [220].

Çalışmamızda SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırmacı bant yardımıyla sabitlenmiş ve 200 A° kalınlığında altın ile

kaplanmıştır. Çeşitli btmelerde kopma yüzeylerine ait görüntüler alınmış, farklı işlemler uygulanmış Biodentine ve kompomer yüzeyleri incelenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar ve Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 13.05.2014 tarih ve 2014-03/16 sayılı etik kurul onayı alındıktan sonra çalışmaya başlanmıştır. Bu çalışma, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Periodontoloji Anabilim Dalı, Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Laboratuvarları ile Erciyes Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır.

Araştırmamızda, total-etch adeziv sistem olan Prime&Bond NT (Caulk/Dentsply International Inc., Milford, DE, USA), sadece etch-and-rinse şekilde; Single Bond Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), All-Bond Universal (Bisco, Schaumburg, IL, USA) ve G-aenial Bond (GC Corporation, Tokyo, Japan) adeziv sistemler ise self-etch(SE) ve etch-and-rinse(ER) uygulama olacak şekilde 7 farklı kullanım şekli ile uygulanmalarının, Biodentine (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) ve kompozit (Dyract XP, LD Caulk/Dentsply, USA) arasındaki makaslama bağlanma dayanımına olan etkilerinin Biodentine'nin sertleşmesi için beklenecek olan 5 farklı bekleme süresinde (12 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) karşılaştırılması yapılmıştır.

Tablo 3.1: Çalışmanın uygulama aşamaları.

Çalışmanın uygulama aşamaları:
1. Akrilik kalıpların hazırlanması
2. Biodentine'nin akrilik kalıplara yerleştirilmesi
3. Biodentine yerleştirilmiş örneklere ilgili adeziv sistemlerin uygulanması
4. Kompozitin yerleştirilmesi
5. Makaslama bağlanma testinin yapılması
6. Kırılma tiplerinin stereomikroskop altında belirlenmesi
7. Kırılma yüzey bölgelerinin Taramalı Elektron Mikroskopu(SEM) ile incelenmesi

3.1 Örneklem Genişliğinin Hesaplanması

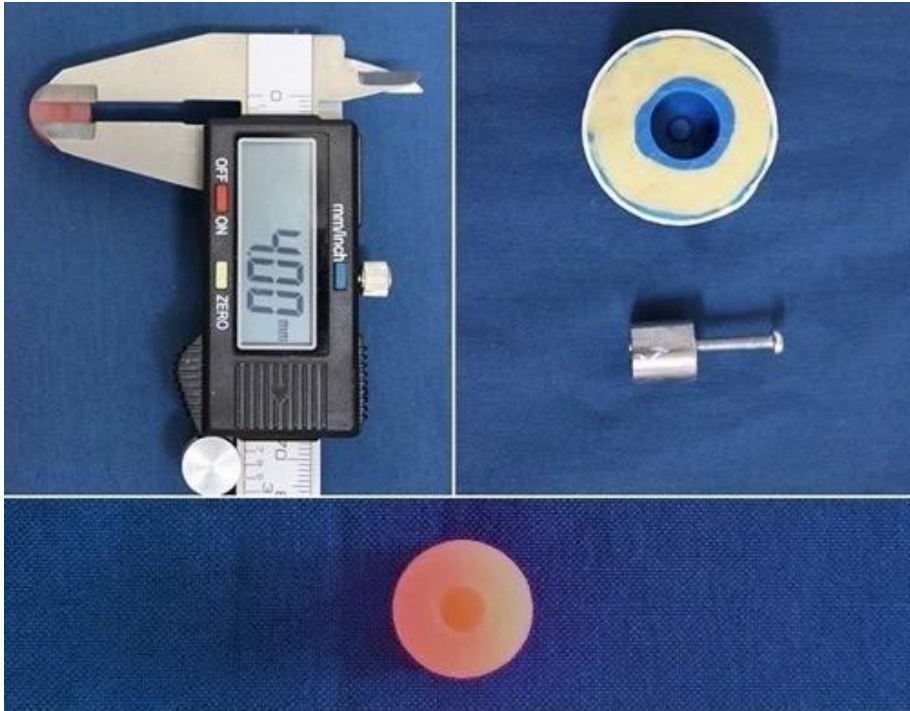
Herhangi bir ölçüm zamanı içerisinde gruptan en az ikisi arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından en az 8,0 MPa'lık bir farkın %90 güç ve %5 yanılma

düzeyinde istatistiksel olarak önemliliğinin incelenebilmesi için grupların her birine en az 10'ar denek alınması gerektiği hesaplanmıştır. 8,0 MPa'lık fark bilgisine literatür [142] çalışmasından ulaşılmıştır. Örneklem genişliği hesaplamaları NCSS&PASS 2000 (NCSS LLC., Kaysville, Utah, USA) istatistik paket programında yapılmıştır.

3.2 Akrilik Kalıpların Hazırlanması

Örneklerin Universal test cihazına yerleştirilebilmesi için gerekli olan akrilik kalıpların yapılabilmesi amacıyla şablon olarak 1,25 cm çapında, 1,3 cm yüksekliğinde silindir metal bir kalıp hazırlandı. Metal kalıbın üst yüzeyinin merkezinde Biodentine materyainin yerleştirileceği 2 mm derinliğinde ve 4 mm çapında silindir bir boşluk oluşturuldu. Metal kalıbın alt yüzeyine ise kalıbın silikon ölçü maddesinin içerisinde kolayca çıkarılabilmesi için metal bir sap yerleştirildi.

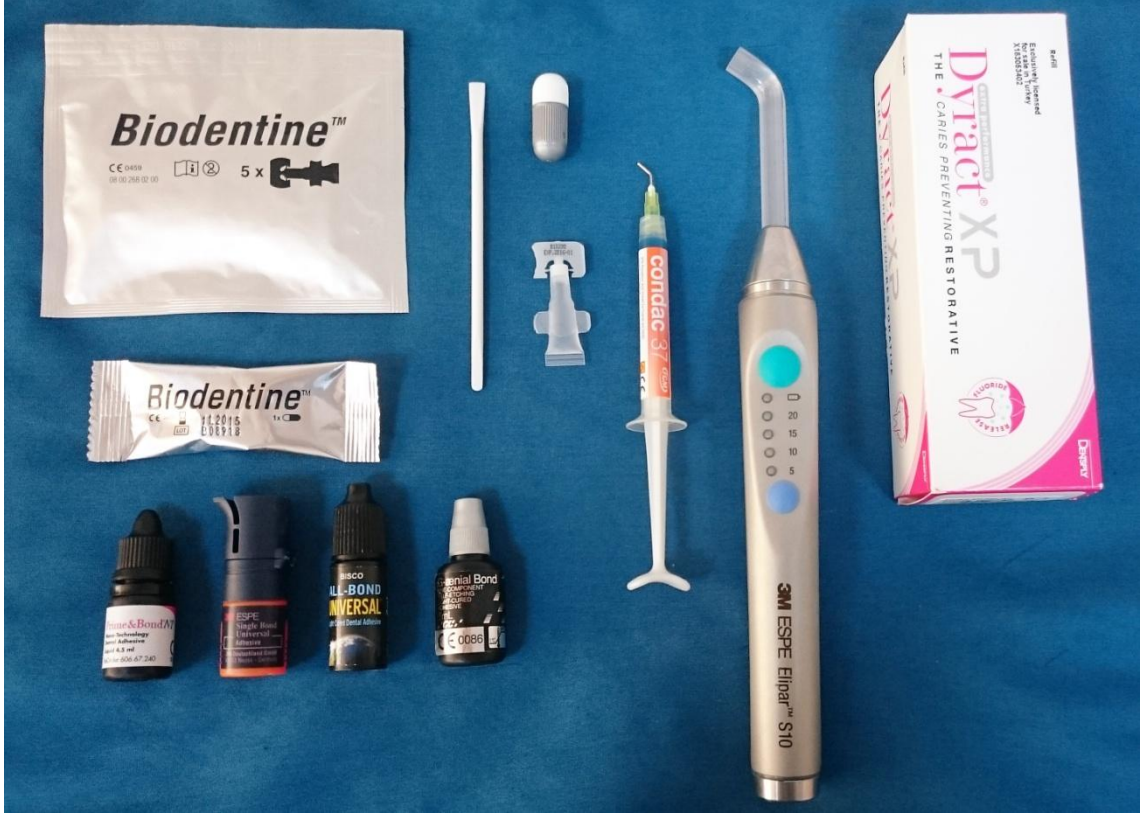
Yapılan metal kalıptan silikon ölçü maddesi kullanılarak hassas bir şekilde ölçü alındı. Daha sonra metal kalıbın, alınan bu ölçünün içerisinde çıkarılması sonucu oluşan boşluk kendiliğinden sertleşen soğuk akrilik madde ile dolduruldu. Akrilik madde sertleştikten sonra silikon ölçü maddesinden (Bonasil Putty, DMP LTD, Greece) çıkarılarak tüm yüzeyleri kontrol edildi ve bu şekilde düzgün yüzeyli toplam 350 adet akrilik kalıp üretilerek çalışma için distile su içerisinde saklandı.



Şekil 3.1: Akrilik kalıpların hazırlanması.

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan materyallerin listesi ve içerikleri.

Materyal	Materyal İçeriği
Prime & Bond NT	Dimetakrilat rezin, Trimetakrilat Rezin, PENTA, Fonksiyonalize Amorf Silika, Foto-Başlatıcılar, Stabilize Ediciler, Setilamin, Hidrofluorid ve Aseton
Single Bond Universal	MDP Fosfat Monomer, Dimetakrilat Rezin, HEMA, Metakrilatla İşlevselleştirilmiş Polialkenoik Asit, Doldurucu, Etanol, Su Başlatıcıları ve Silan
All-Bond Universal	10-MDP Fosfat Monomer, HEMA, BisGMA, Etanol
G-aenial Bond	Aseton, Dimetakrilat, TEGDMA, 4-MET, Fosforik Asit Ester Monomeri, Silikon Dioksit ve Foto Hızlandırıcılar
Biodentine	Toz: Trikalsiyum Silikat, Dikalsiyum Silikat, Kalsiyum Karbonat, Kalsiyum Oksit, Demir Oksit ve Zirkonyum Oksit Likit: Kalsiyum Klorid ve Hızlandırıcı Suda Çözünebilen Polimer
Dyract XP Kompomer	UDMA, Karboksilik Asit İle Modifiye Edilmiş Dimetakrilat, TEGDMA, Trimetakrilat Rezin, Kamfirkinon, Etil-4- Dimetilaminobenzoat, BHT, UV Stabilize Edici, Stronsiyum-Alumino-Sodyum-Florofosfor-Silikat Cam, Silikon Dioksit, Stronsiyum Florür, Demir Oksit ve Titanyum Oksit Pigmentleri
Condac 37	% 37 fosforik asit Deiyonize su



Şekil 3.2: Çalışmada kullanılan materyaller.

3.3 Akril Kalıpların İçerisine Biodentine Yerleştirilmesi

Biodentine üretici firmanın talimatları doğrultusunda aşağıdaki gibi hazırlandı;

- Biodentine tozunun bulunduğu kapsül açıldı ve kapsül kutu içerisinden çıkan kapsül taşıyıcının üzerine yerleştirildi,
- Daha sonra likit kısmının bulunduğu pipetin kapağı açılarak toz kapsülünün içerisine toplam 5 damla likit damlatıldı,
- Toz kapsülünün kapağı kapatılarak karıştırılmak için amalgamatöre (ADM 9002, Medident GbR, Treffurt, Germany) yerleştirildi ve 30 sn karıştırıldı,
- Karıştırma sonrası kapsülün kapağı açıldı ve içerisindeki Biodentine'in homojen bir şekilde karıştırıldığından emin olundu.
- Kapsül içerisindeki Biodentine, ürünün kutusundan çıkan plastik spatüller yardımıyla alınıp hazırlanan akrilik kalıpların üst yüzeyindeki 4 mm çapındaki boşluklara yerleştirilerek nazıkçe kondanse edildi.

Çalışmamızda da kullanılan bütün örneklerde Biodentine bu şekilde hazırlanarak akrilik kalıplar içerisine yerleştirildi.



Şekil 3.3: Akrilik kalıplara yerleştirilmiş Biodentine.

3.4 Biodentine'nin Bekletilme Zamanlarına Göre Grupların Ayrılması

Hazırlanan toplam 350 adet Biodentine örneği farklı bekletme zamanlarına göre (12 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) 5 gruba (N=70) ayrılarak 37°C'deki etüvde %100 nemlilikte bekletildikten sonra üzerlerine kompomer dolgu maddesi uygulanmıştır.

3.5 Adeziv Sistemlerin Türü ve Uygulanma Şekillerine Göre Grupların Ayrılması

Çalışmada kullandığımız Prime&Bond NT'nin sadece ER, Single Bond Universal, All-Bond Universal ve G-aenial Bond adeziv sistemlerinin ise hem ER hem de SE şekilde kullanılmasıyla Biodentine'nin bekletilme sürelerine göre oluşturulmuş ana gruplar, her bir grupta 10 örnek olacak şekilde 7 alt gruba ayrılmıştır. Bütün deney grupları Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3: Deney grupları.

DENEY GRUPLARI				
Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
12 dakika	24 saat	48 saat	72 saat	96 saat
Prime&Bond NT	Prime&Bond NT	Prime&Bond NT	Prime&Bond NT	Prime&Bond NT
Single Bond Univrersal-SE	Single Bond Univrersal-SE	Single Bond Univrersal-SE	Single Bond Univrersal-SE	Single Bond Univrersal-SE
Single Bond Univrersal-ER	Single Bond Univrersal-ER	Single Bond Univrersal-ER	Single Bond Univrersal-ER	Single Bond Univrersal-ER
All-Bond Universal-SE	All-Bond Universal-SE	All-Bond Universal-SE	All-Bond Universal-SE	All-Bond Universal-SE
All-Bond Universal-ER	All-Bond Universal-ER	All-Bond Universal-ER	All-Bond Universal-ER	All-Bond Universal-ER
G-aenial Bond- SE	G-aenial Bond- SE	G-aenial Bond- SE	G-aenial Bond- SE	G-aenial Bond-SE
G-aenial Bond- ER	G-aenial Bond- ER	G-aenial Bond- ER	G-aenial Bond- ER	G-aenial Bond-ER

3.6 Adeziv Sistemlerin Alt Gruplara Göre Uygulanma Şekilleri

PB (Prime&Bond NT): Önceden hazırladığımız ve ana grupların bekleme zamanlarına göre bekletilmiş Biodentine yüzeyleri %37'lik fosforik asit (Condac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) ile 15 sn pürüzlendirildikten sonra asit, dental üniten hava-su spreyi ucu kullanılarak 15 sn yoğun su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Islak Biodentine yüzeyi hava-su spreyi ucu kullanılarak düşük basınçlı hava ile 5 sn kurutuldu. Prime&Bond NT adeziv materyali tek kullanımlık bond fırçası yardımıyla tüm Biodentine yüzeyine uygulandı, 20 sn bekletildi ve hava spreyiyle adezivde dalgalanma görülmeyene kadar en az 5 sn olacak şekilde kurutuldu. Adeziv sistemin

polimerizasyon işlemi Elipar S10 (3M Espe, St. Paul, MN) LED ışın cihazı kullanılarak 1200 mW/cm² dalga boyunda ışın 10 sn süresince uygulanılarak sağlandı.

SBU-SE (Single Bond Universal (Self-Etch)): Adeziv tek kullanımlık bond fırçası yardımı ile Biodentine yüzeyine 20 sn ovularak uygulandı ve çözücünün uzaklaştırılması için hava su spreyi ucu kullanılarak adeziv üzerinde hareketlenme görülmeyene kadar en az 5 sn hafifçe hava ile kurutuldu. Polimerizasyon LED ışın cihazı ile 10 sn süresince ışın uygulanılarak sağlandı.

SBU-ER (Single Bond Universal (Etch-and-rinse)): Biodentine yüzeyleri %37'lik fosforik asit ile 15 sn pürüzlendirildikten sonra, asit dental ünitenin hava-su spreyi ucu kullanılarak 15 sn yoğun su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Islak Biodentine yüzeyi hava-su spreyi ucu kullanılarak düşük basınçlı hava ile 5 sn kurutuldu. Adeziv uygulanması SBU-SE grubunda anlatıldığı gibi yapıldı.

ABU-SE (All-Bond Universal (Self-Etch)): Bu grupta adeziv, her bir tabaka 10 sn olacak şekilde bond fırçasıyla ovularak iki tabaka halinde uygulandı. Tabakalar arasında ışınlama işlemi yapılmadı. Adeziv yüzeyinde dalgalanma olmayacak şekilde en az 10 sn hava ile kurutuldu. LED ışın cihazı ile 10 sn süresince ışın uygulanılarak polimerizasyon sağlandı.

ABU-ER (All-Bond Universal (Etch-and-rinse)): Biodentine yüzeyleri %37'lik fosforik asit ile 15 sn pürüzlendirildikten sonra, asit dental ünitenin hava-su spreyi ucu kullanılarak 15 sn yoğun su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Islak Biodentine yüzeyi hava-su spreyi ucu kullanılarak düşük basınçlı hava ile 5 sn kurutuldu. Adeziv uygulaması ABU-SE grubundaki gibi yapıldı.

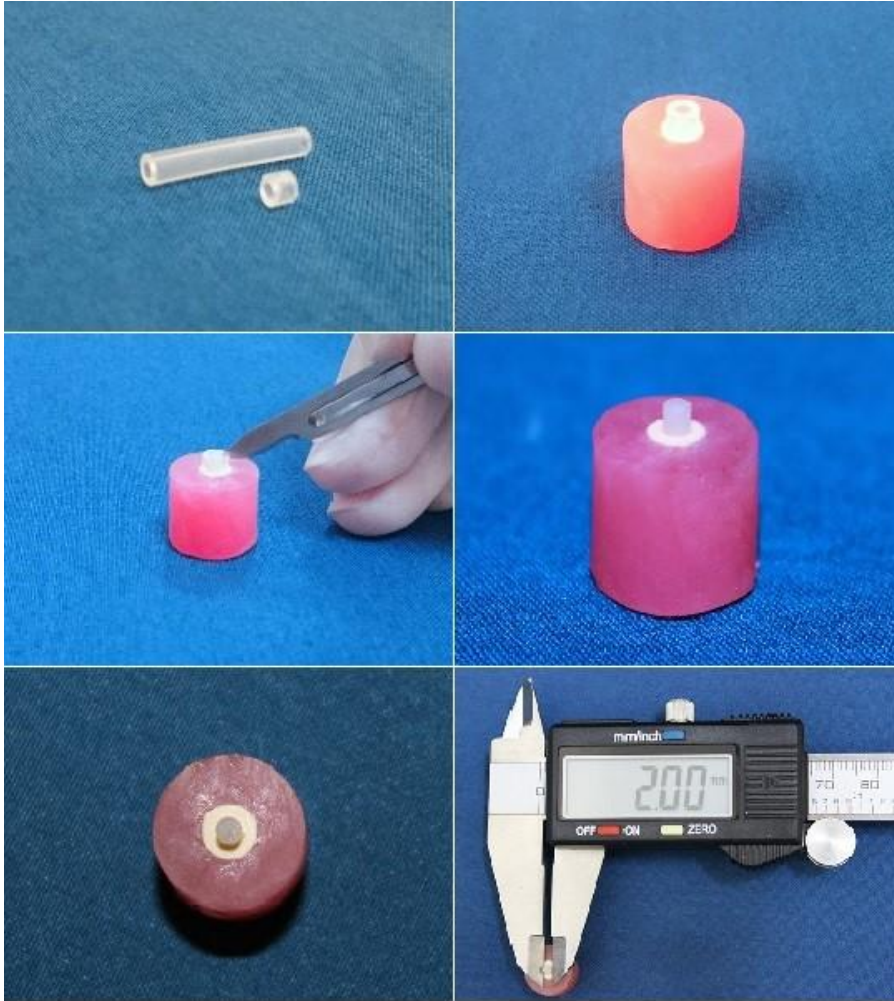
GB-SE (G-aenial Bond (Self-Etch)): Kullanılmadan önce adeziv şişesi çalkalandı. Bond fırçası ile Biodentine üzerine uygulandıktan sonra 10 sn boyunca yayılması beklendi sonra yüksek basınçla 5 sn boyunca hava ile kurutuldu. LED ışın cihazı ile 10 sn süresince ışın uygulanılarak polimerizasyon sağlandı.

GB-ER (G-aenial Bond (Etch-and-rinse)): Biodentine yüzeyleri %37'lik fosforik asit ile 15 sn pürüzlendirildikten sonra, asit dental ünitenin hava-su spreyi ucu kullanılarak

15 sn yoğun su ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Islak Biodentine yüzeyi hava-su spreyi ucu kullanılarak düşük basınçlı hava ile 5 sn kurutuldu. Adeziv uygulaması GB-SE grubundaki gibi yapıldı.

3.7 Kompomer Uygulanması

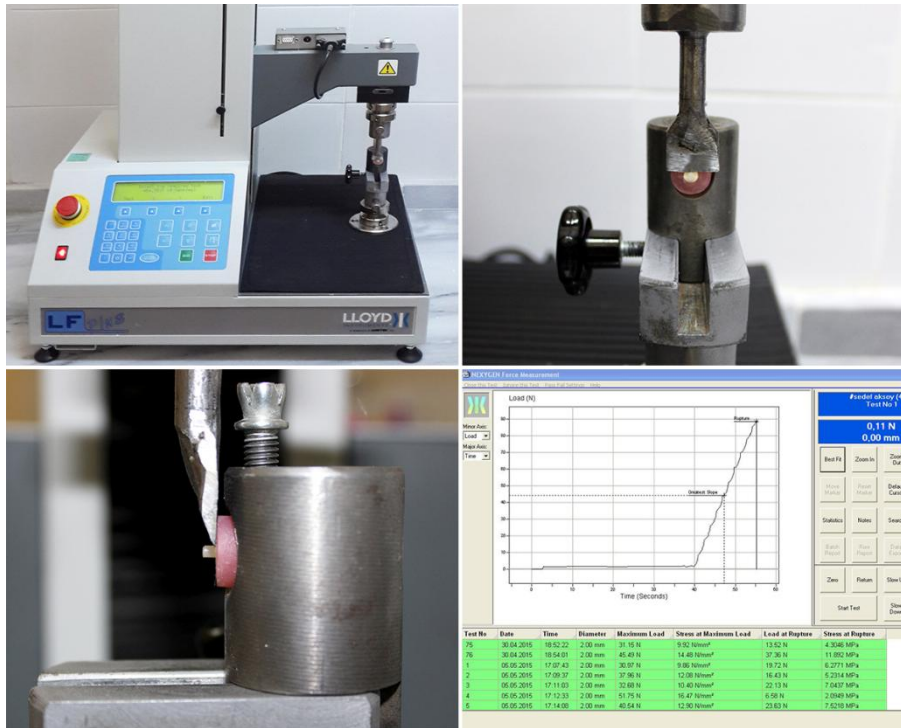
Adeziv uygulamasını takiben daha önce hazırlanmış iç çember çapı ve yüksekliği 2 mm olan silindirik şeffaf bir boru kompomer materyalinin standart bir şekilde uygulanması için Biodentine'nin merkezine yerleştirildi. Bu şeffaf boru içerisine siman fulvarı yardımıyla kompomer yerleştirilerek LED cihazı ile 20 sn boyunca ışınlanarak polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben kompomer etrafındaki şeffaf boru bistüri yardımıyla dikey doğrultuda kesilerek hassas bir şekilde çıkarıldı. Oluşturulan bütün ana gruplardaki örnekler kompomer uygulanmasının ardından 37°C'deki etüvde %100 nem varlığında 24 saat bekletildi.



Şekil 3.4: Örneklere kompomer uygulanması.

3.8 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Akril kalıplar test cihazına hareket etmeyecek ve kırma aparatı kompomer ile Biodentine birleşim yerine dik açı ile temas edecek şekilde sabitlenmiştir. Makaslama testleri Universal Test Cihazı (LF Plus, LLOYD Instruments, Amatek Inc, England) kullanılarak 1 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulanmış ve test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Ayrılma gerçekleştiğinde test otomatik olarak durdurulup, sonuçlar MPa cinsinden bilgisayar tarafından hesaplanmıştır. Test cihazında elde edilen değerler bilgisayara kayıt edilmiştir.



Şekil 3.5: Makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılması.

3.9 Biodentine ve Kompomer Ara Yüzeyinde Oluşan Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Kırılma sonrası bütün örneklerin kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Zeiss, Oberkochen, Almanya) ile X25 büyütme altında incelendi. İnceleme sonrası örneklerin kırılma tipleri belirlenerek kaydedildi.

Kırılma tipi aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi;

Adeziv tip kırılma: Kırılmanın Biodentine ve kompomer arasındaki adeziv tabaka içerisinde olduğu kırılma tipi.

Koheziv tip kırılma: Kırılmanın tamamen Biodentine ya da kompomer içerisinde olduğu kırılma tipi.

Karışık tip kırılma: Bir örnek içerisinde adeziv ve koheziv tip kırılmanın birlikte görüldüğü kırılma tipi.

Örneklerin kırılma tiplerinin fotoğrafları, stereo mikroskopa bağı fotoğraf makinesi (Canon EOS 1000D) ile elde edilmiştir.



Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan stereomikroskop.

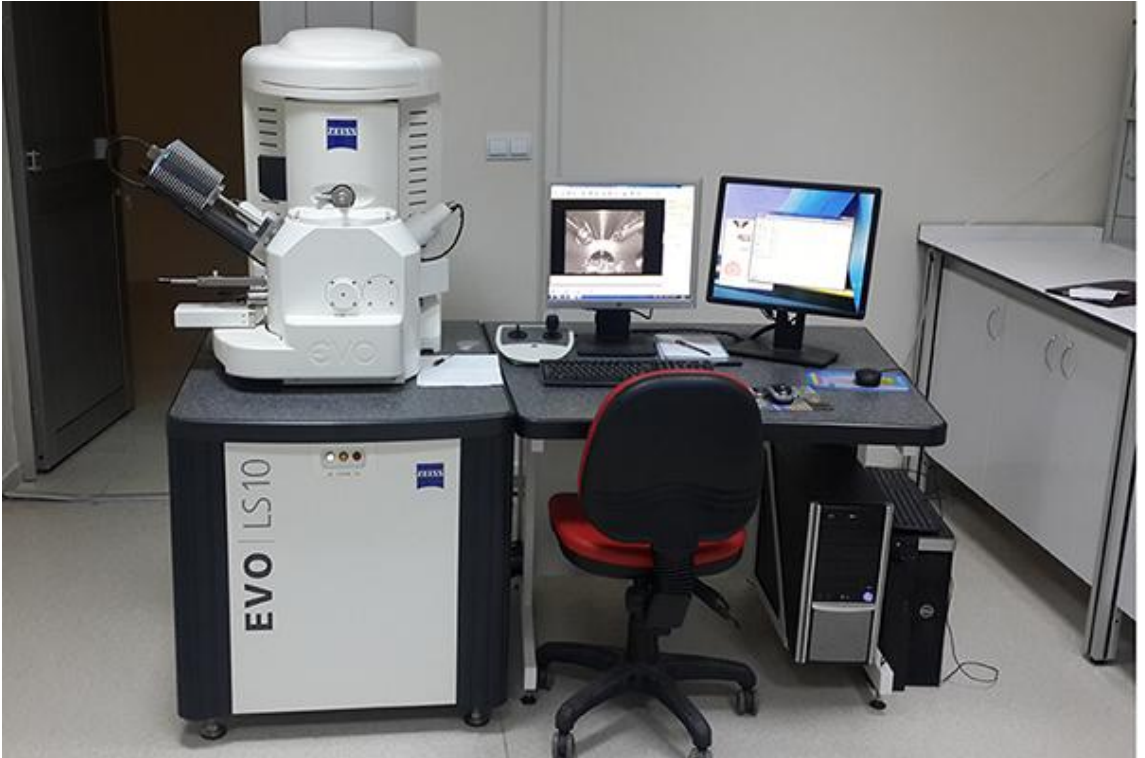
3.10 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

Makaslama testi uygulanan numunelere ait Biodentine-kompomer arasındaki kopma yüzeylerinin incelenmesinin SEM analizi Erciyes Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma Merkezi'nde bulunan SEM cihazı (Zeiss Evo LS10, Oberkochen, Almanya) ile gerçekleştirilmiştir.

SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlenmiş ve 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmıştır. Çeşitli büyütmelerde kopma yüzeylerine ait görüntüler alınmış, farklı işlemler uygulanmış Biodentine ve kompozit yüzeyleri incelenmiştir.



Şekil 3.7: Altın kaplama cihazı.



Şekil 3.8: SEM cihazı.

3.11 İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS (Statistical Package for Social Science) for Windows 11,5 paket programında yapıldı. Sürekli sayısal değişkenlerin dağılımının normal dağılıma uygun dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler, sürekli sayısal değişkenler için medyan (çeyrekler arası genişlik) biçiminde gösterildi.

Gruplar arasında medyan makaslama bağlanma dayanımı yönünden farkın önemliliği bağımsız grup sayısı iki olduğunda Mann Whitney U testiyle ikiden fazla grup arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Conover'in parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durum(lar) tespit edildi.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak, olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için bu çalışmada Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Makaslama Testine Ait Bulgular

12 dk bekletilen örnekler içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,821$).

24 saat bekletilen örnekler içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,029$).

48 saat bekletilen örnekler içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,032$).

72 saat bekletilen örnekler içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,207$).

96 saat bekletilen örnekler içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,536$).

Prime&Bond NT grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,016$).

Single Bond-Self-etch (SE) grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup söz konusu farka neden olan durum 12 dk grubuna göre sırasıyla; 24, 48, 72 ve 96 saat bekletilen grupların medyan makaslama bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasıydı ($p<0,001$; $p<0,001$; $p=0,005$ ve $p<0,001$). Diğer bekletme sürelerinin birbirleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,0071$).

Single Bond-Etch-and-rinse (ER) grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup söz konusu farka neden olan durum 12 dk grubuna göre sırasıyla; 24, 48, 72 ve 96 saat bekletilen grupların medyan makaslama bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasıydı ($p<0,001$). Diğer bekletme sürelerinin birbirleri arasında medyan makaslama

bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,0071$).

All Bond-SE grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,022$).

All Bond-ER grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup söz konusu farka neden olan durum 12 dk grubuna göre sırasıyla; 24, 48, 72 ve 96 saat bekletilen grupların medyan makaslama bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasıydı ($p<0,001$). Diğer bekletme sürelerinin birbirleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,0071$).

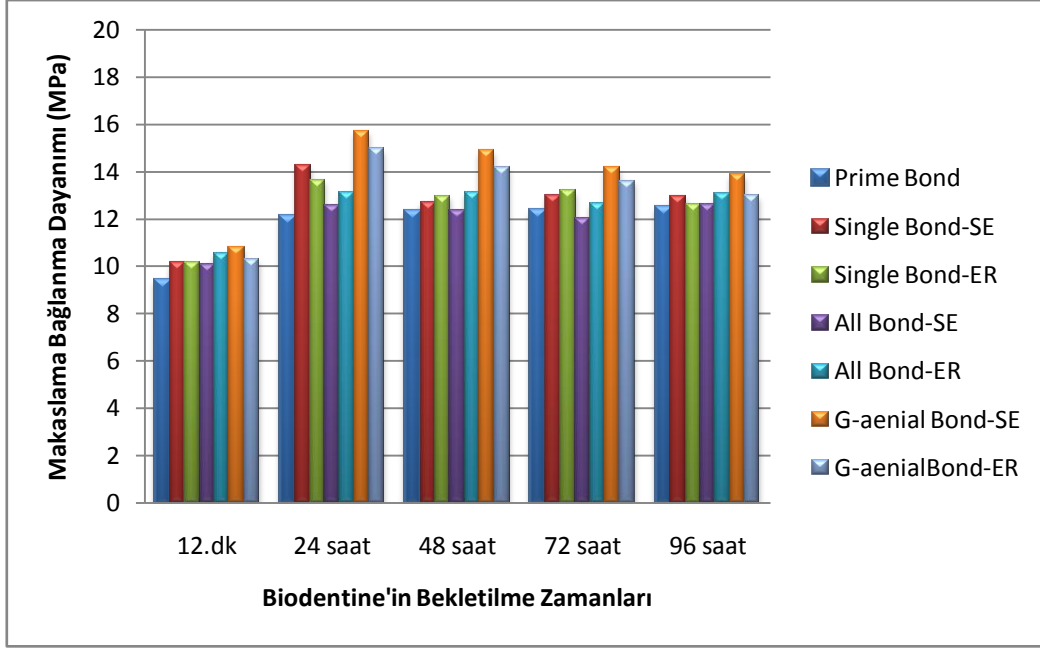
G-aenial Bond-SE grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup söz konusu farka neden olan durum 12 dk grubuna göre sırasıyla; 24, 48, 72 ve 96 saat bekletilen grupların medyan makaslama bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasıydı ($p<0,001$). Diğer bekletme sürelerinin birbirleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,0071$).

G-aenial Bond-ER grubu içerisinde bekletme süreleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olup söz konusu farka neden olan durum 12 dk grubuna göre sırasıyla; 24, 48, 72 ve 96 saat bekletilen grupların medyan makaslama bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasıydı ($p<0,001$). Diğer bekletme sürelerinin birbirleri arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p>0,0071$).

Tablo 4.1: Materyal ve bekleme sürelerine göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

	PB	SBU-SE	SBU-ER	ABU-SE	ABU-ER	GB-SE	GB-ER	p-değeri †
12 dk	9,39 (4,34)	10,14 (3,58) ^{a,b,c,d}	10,17 (2,41) ^{a,b,d,e}	10,08 (2,86)	10,58 (2,71) ^{a,b,d,e}	10,81 (2,73) ^{a,b,d,e}	10,28 (2,09) ^{a,b,d,e}	0,821
24 saat	12,09 (2,71)	14,26 (2,11) ^a	13,66 (3,16) ^a	12,58 (1,41)	13,11 (3,07) ^a	15,74 (5,28) ^a	14,97 (3,20) ^a	0,029
48 saat	12,30 (2,79)	12,71 (1,74) ^b	12,98 (3,47) ^b	12,36 (2,91)	13,12 (3,28) ^b	14,90 (2,30) ^b	14,19 (3,13) ^b	0,032
72 saat	12,34 (1,13)	13,00 (2,81) ^c	13,18 (1,71) ^c	12,04 (2,48)	12,67 (2,88) ^c	14,17 (4,01) ^c	13,63 (2,38) ^c	0,207
96 saat	12,50 (1,97)	12,98 (3,07) ^d	12,62 (2,48) ^d	12,62 (2,36)	13,06 (2,23) ^d	13,88 (2,83) ^d	13,01 (3,03) ^d	0,536
p- değeri ‡	0,016	0,002	<0,001	0,022	0,006	<0,001	<0,001	

† Bekletme süreleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,010$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ Materyaller içerisinde bekletme süreleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,0071$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: 12.dk ile 24 saat arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), b: 12.dk ile 48 saat arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), c: 12.dk ile 72 saat arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p = 0,005$), d: 12.dk ile 96 saat arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), e: 12.dk ile 72 saat arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$).



Şekil 4.1: Materyal ve bekleme sürelerine göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

12 dk bekletilen SE gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,801$).

24 saat bekletilen SE gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,016$).

48 saat bekletilen SE gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,007$).

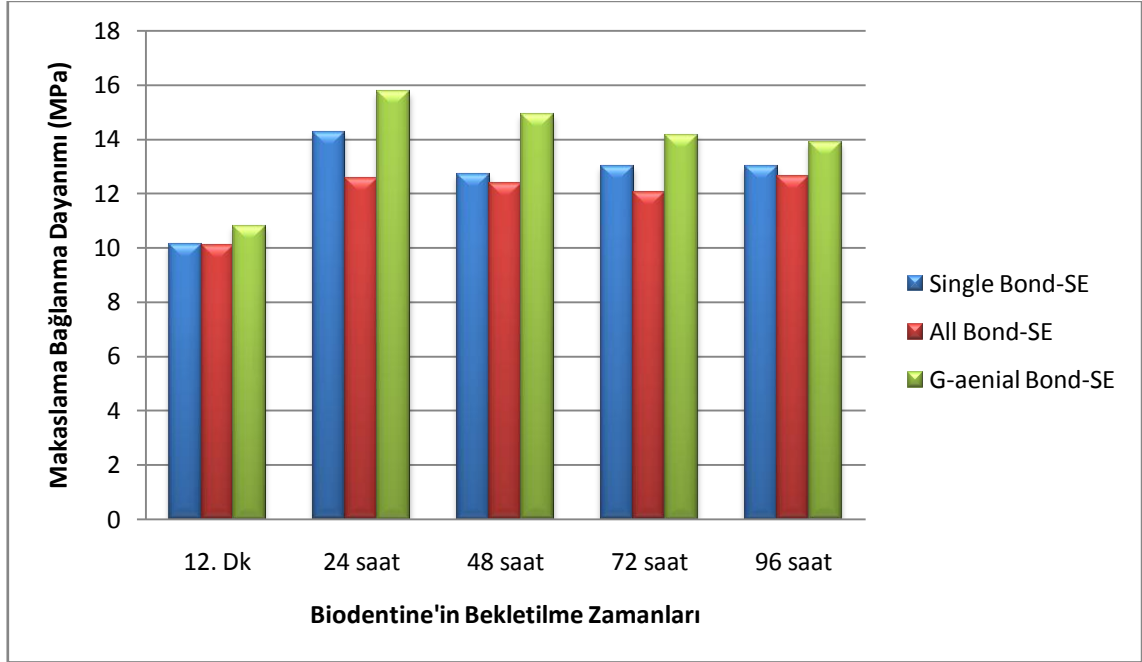
72 saat bekletilen SE gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,141$).

96 saat bekletilen SE gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,263$).

Tablo 4.2: Her bir bekletme süresi içerisinde SE gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

	SBU-SE	ABU-SE	GB-SE	p-değeri †
12.dk	10,14 (3,58)	10,08 (2,86)	10,81 (2,73)	0,801
24 saat	14,26 (2,11)	12,58 (1,41)	15,74 (5,28)	0,016
48 saat	12,71 (1,74)	12,36 (2,91)	14,90 (2,30)	0,007
72 saat	13,00 (2,81)	12,04 (2,48)	14,17 (4,01)	0,141
96 saat	12,98 (3,07)	12,62 (2,36)	13,88 (2,83)	0,263

† Bekletme süreleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.2: Her bir bekletme süresi içerisinde SE gruplara göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

12 dk bekletilen ER gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,560$).

24 saat bekletilen ER gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,170$).

48 saat bekletilen ER gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,355$).

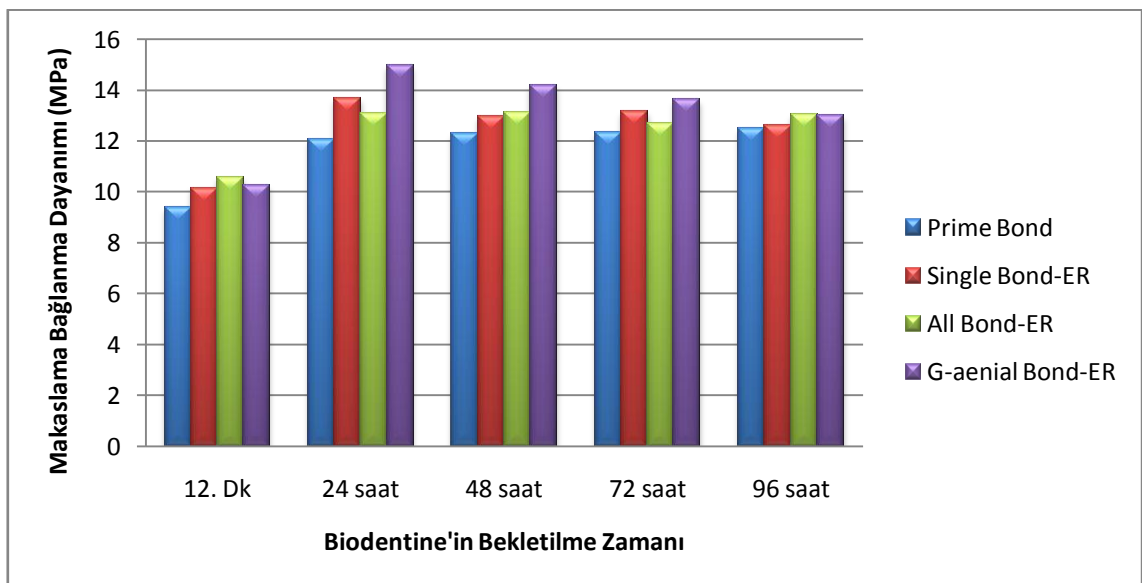
72 saat bekletilen ER gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,289$).

96 saat bekletilen ER gruplar içerisinde materyaller arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden Bonferroni Düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,594$).

Tablo 4.3: Her bir bekletme süresi içerisinde ER gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

	PB	SBU-ER	ABU-ER	GB-ER	p-değeri †
12.dk	9,39 (4,34)	10,17 (2,41)	10,58 (2,71)	10,28 (2,09)	0,560
24 saat	12,09 (2,71)	13,66 (3,16)	13,11 (3,07)	14,97 (3,20)	0,170
48 saat	12,30 (2,79)	12,98 (3,47)	13,12 (3,28)	14,19 (3,13)	0,355
72 saat	12,34 (1,13)	13,18 (1,71)	12,67 (2,88)	13,63 (2,38)	0,289
96 saat	12,50 (1,97)	12,62 (2,48)	13,06 (2,23)	13,01 (3,03)	0,594

† Bekletme süreleri sabit tutulduğunda materyaller arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,005$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.3: Her bir bekletme süresi içerisinde ER gruplara göre ortalama makaslama bağlanma dayanımı değerleri.

12 dk bekletilen SBU-SE ve SBU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=1,000$). 12 dk bekletilen ABU-SE ve ABU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,684$). 12 dk bekletilen GB-SE ve GB-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,481$).

24 saat bekletilen SBU-SE ve SBU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,631$). 24 saat bekletilen ABU-SE ve ABU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,393$). 24 saat bekletilen GB-SE ve GB-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,315$).

48 saat bekletilen SBU-SE ve SBU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,971$). 48 saat bekletilen ABU-SE ve ABU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,353$). 48 saat bekletilen GB-SE ve GB-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,123$).

72 saat bekletilen SBU-SE ve SBU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,853$). 72 saat bekletilen ABU-SE ve ABU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,481$). 72 saat bekletilen GB-SE ve GB-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,631$).

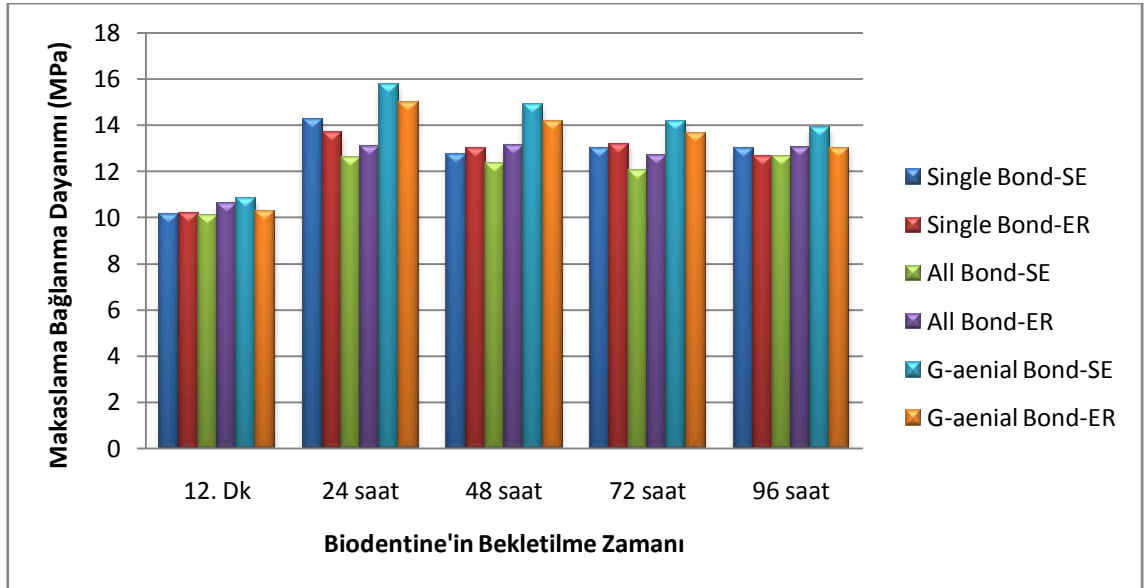
96 saat bekletilen SBU-SE ve SBU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,529$). 96 saat bekletilen ABU-SE ve ABU-ER grupları arasında medyan makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,481$). 96 saat bekletilen GB-SE ve GB-ER grupları arasında medyan

makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p=0,684$).

Tablo 4.4: Her bir bekletme süresi ve materyale göre uygulama tekniğinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi.

	SBU			ABU			GB		
	SE	ER	p †	SE	ER	p †	SE	ER	p †
12.dk	10,14 (3,58)	10,17 (2,41)	1,000	10,08 (2,86)	10,58 (2,71)	0,684	10,81 (2,73)	10,28 (2,09)	0,481
24 saat	14,26 (2,11)	13,66 (3,16)	0,631	12,58 (1,41)	13,11 (3,07)	0,393	15,74 (5,28)	14,97 (3,20)	0,315
48 saat	12,71 (1,74)	12,98 (3,47)	0,971	12,36 (2,91)	13,12 (3,28)	0,353	14,90 (2,30)	14,19 (3,13)	0,123
72 saat	13,00 (2,81)	13,18 (1,71)	0,853	12,04 (2,48)	12,67 (2,88)	0,481	14,17 (4,01)	13,63 (2,38)	0,631
96 saat	12,98 (3,07)	12,62 (2,48)	0,529	12,62 (2,36)	13,06 (2,23)	0,481	13,88 (2,83)	13,01 (3,03)	0,684

† Bekletme süreleri ve materyaller sabit tutulduğunda SE ve ER alt gruplar arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0033$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



Şekil 4.4: Her bir bekletme süresi ve materyale göre uygulama tekniğinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi.

4.2 Stereomikroskop Analizi Bulguları (Kırılma Tipi Analizine Ait Bulgular)

Makaslama testleri sonrasında 350 adet örnek stereomikroskofta incelenerek kompomer restorasyon ve Biodentine arasındaki kopma şekilleri aşağıdaki şekilde kaydedilmiştir.

Tip 1: Adeziv Kopma: Kırılmanın Biodentine ve kompomer arasındaki adeziv tabaka içerisinde olması.

Tip 2: Koheziv Kopma: Kırılmanın tamamen Biodentine ya da kompomer içerisinde olması.

Tip 3: Karışık Tip Kopma: Bir örnek içerisinde adeziv ve koheziv tip kırılmanın birlikte görüldüğü kırılma tipi.



Şekil 4.5: Kopma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri (A: Adeziv tip kopma, B: 12 dakika grubunda meydana gelmiş Biodentine'de yüzeysel koheziv tip kopma, C: 96 saat grubunda meydana gelmiş Biodentine içerisinde derin koheziv tip kopma ve D: Karışık tip kopma).

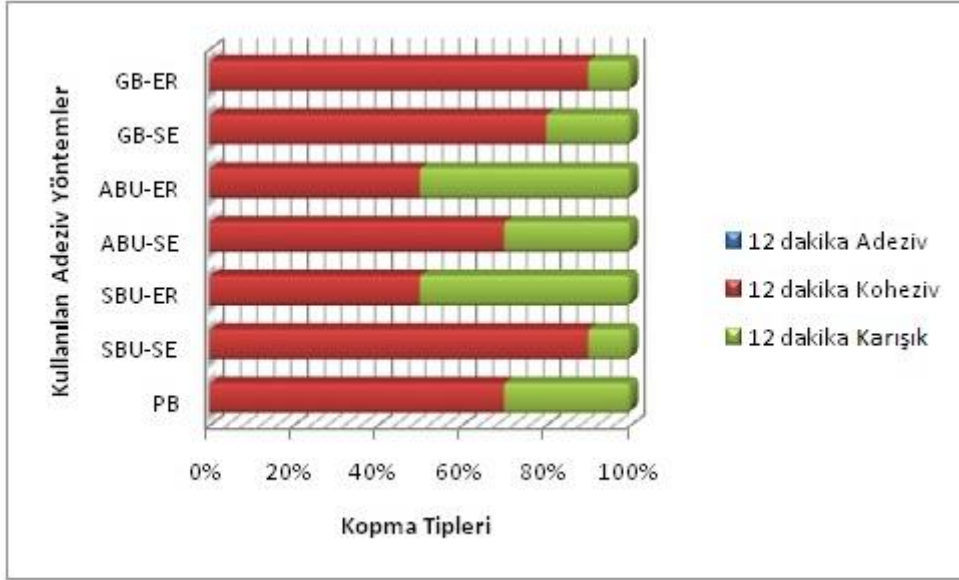
Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında elde edilen kopma tiplerinin yüzdeleri ve sayıları Şekil 4.5 ve Tablo 4.5’ te gösterilmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrasında en fazla tip 2 (%80,57) koheziv kopma gözlenirken, bunu tip 3 (%16,57) karışık kopma takip etmektedir. Tip 1 (%2,85) adeziv kopma ise sadece 14 örnekte gözlenmiştir.

Adezivlerin ER şekilde uygulandığı gruplarda en çok koheziv tip (%80) kopma gözlenirken, adeziv tip kopma (%1) en az gözlenen kopma tipi olmuştur. Karışık tip kopma ise %19 oranında gözlenmiştir.

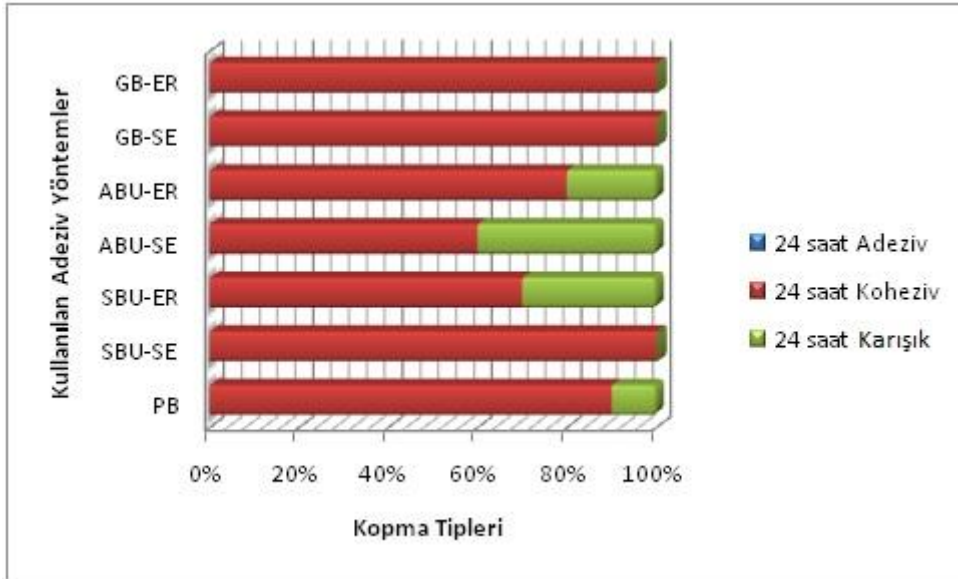
SE adeziv gruplarında ise yine en çok koheziv tip (%81,33) kopma gözlenirken, adeziv tip kopma (%5,33) ER gruplarına göre daha fazla gözlenmiştir. Belirlenen karışık tip kopma oranı %13,33’tür.

Tablo 4.5: Meydana gelen kopma tiplerinin gruplara göre dağılımı.

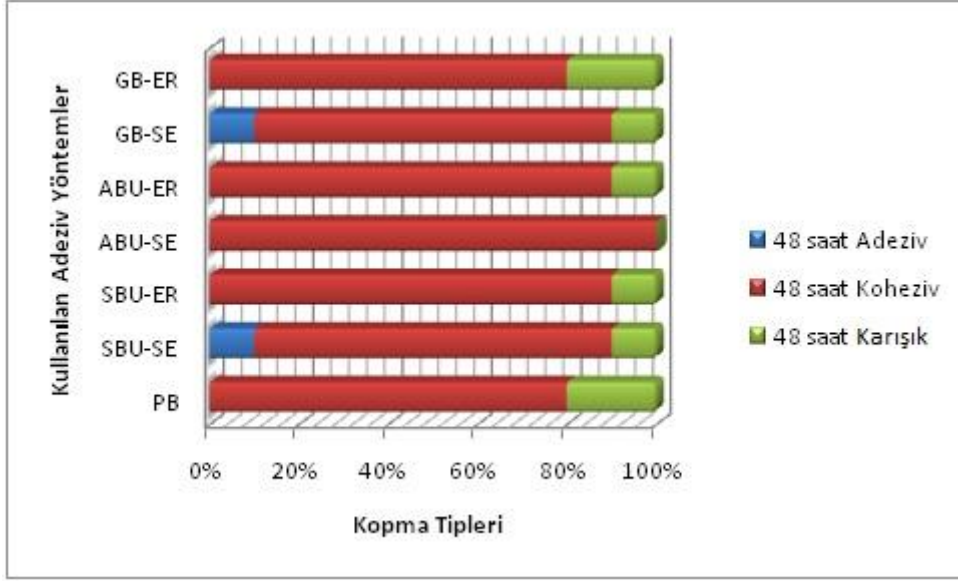
	PB	SBU- SE	SBU- ER	ABU- SE	ABU- ER	GB- SE	GB- ER
12 dakika Adeziv	0	0	0	0	0	0	0
12 dakika Koheziv	7	9	5	7	5	8	9
12 dakika Karışık	3	1	5	3	5	2	1
24 saat Adeziv	0	0	0	0	0	0	0
24 saat Koheziv	9	10	7	6	8	10	10
24 saat Karışık	1	0	3	4	2	0	0
48 saat Adeziv	0	1	0	0	0	1	0
48 saat Koheziv	8	8	9	10	9	8	8
48 saat Karışık	2	1	1	0	1	1	2
72 saat Adeziv	1	2	0	1	0	3	1
72 saat Koheziv	9	7	9	8	9	6	7
72 saat Karışık	0	1	1	1	1	1	2
96 saat Adeziv	0	0	0	0	0	0	0
96 saat Koheziv	9	9	9	8	8	8	6
96 saat Karışık	1	1	1	2	2	2	4



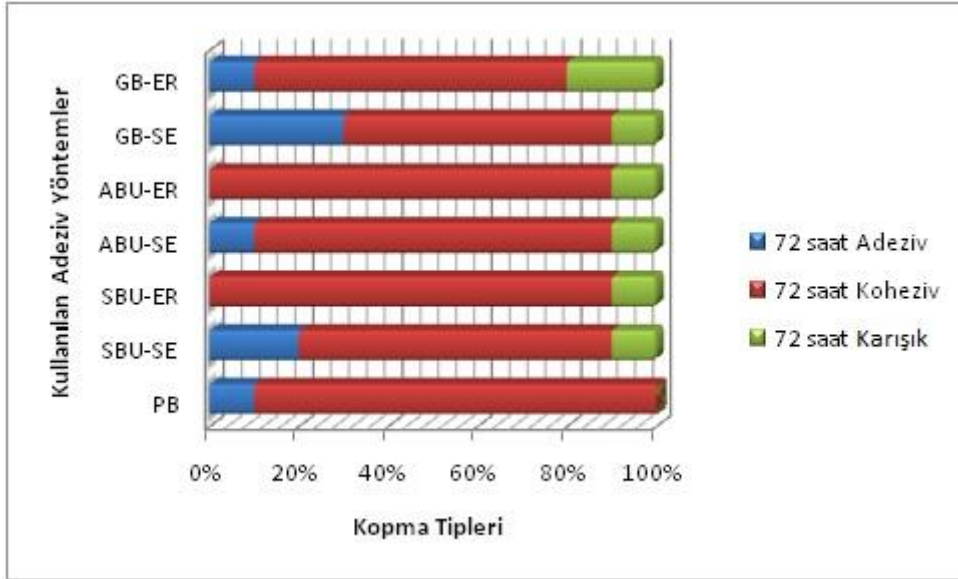
Şekil 4.6: 12 dakika gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.



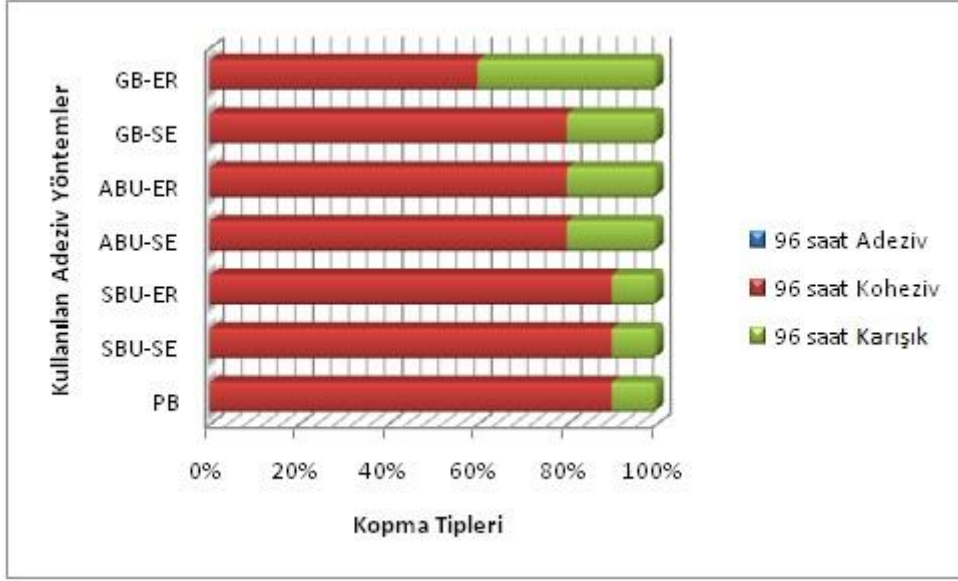
Şekil 4.7: 24 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.



Şekil 4.8: 48 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.



Şekil 4.9: 72 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.

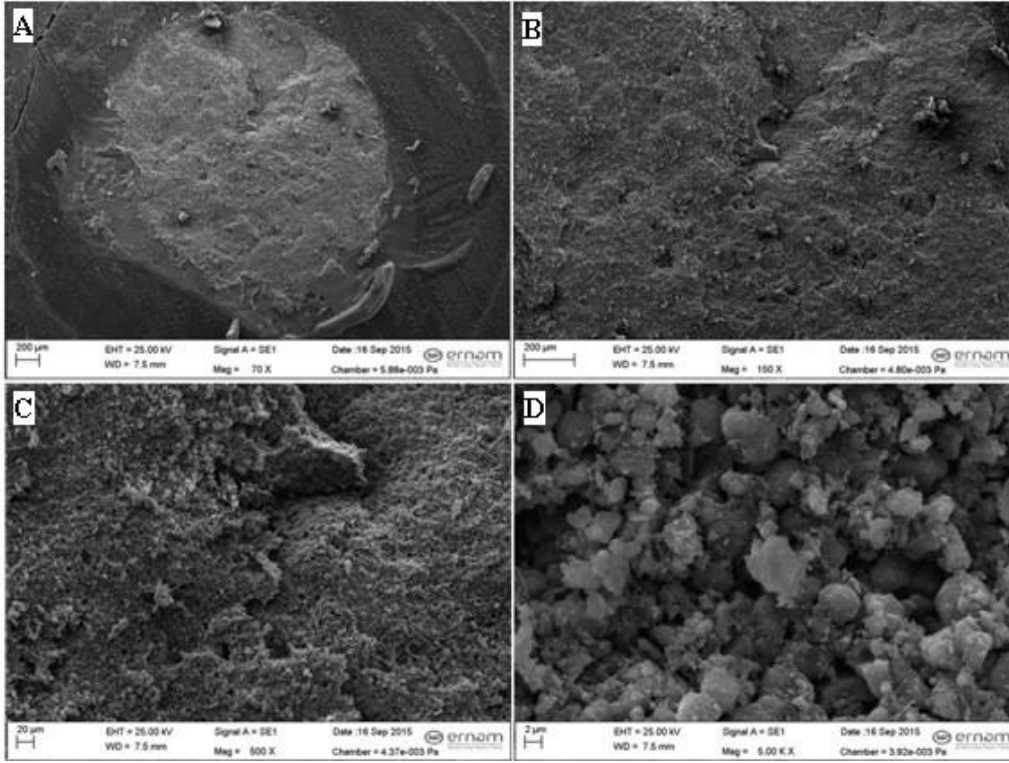


Şekil 4.10: 96 saat gruplarında meydana gelen kopma tiplerinin adeziv sistemlere göre dağılımı.

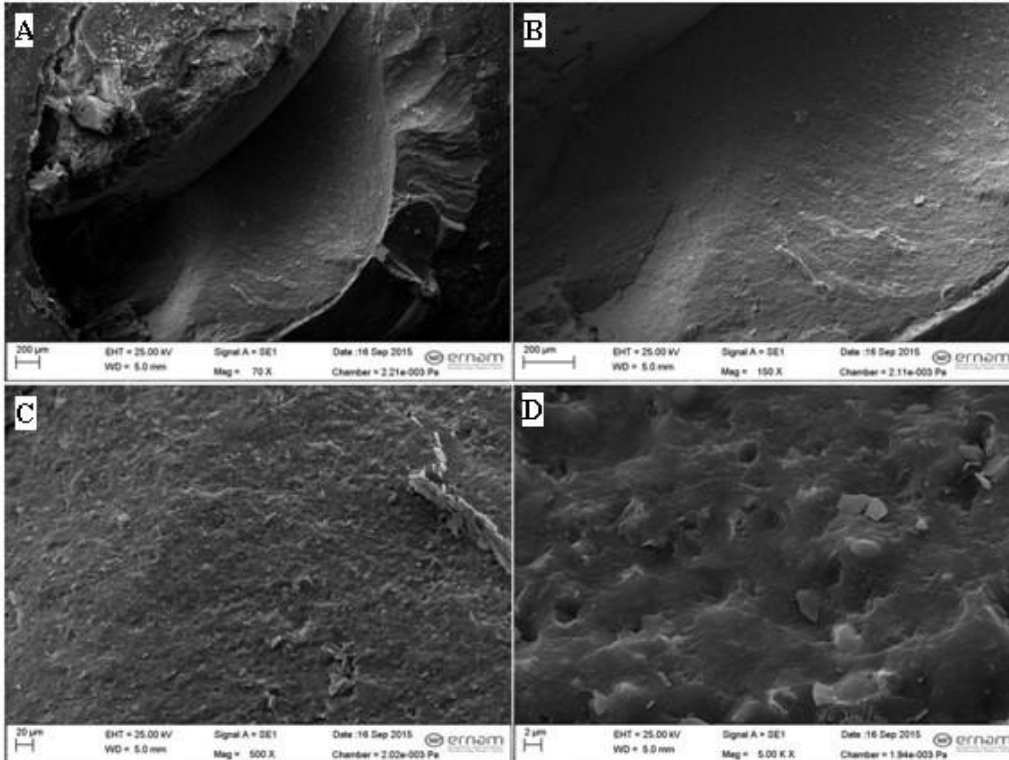
4.3 SEM Bulguları

12 dakika ve 96 saat gruplarından rastgele seçilen kırılmış örnek yüzeylerinden yapılan SEM analizlerinde, hem SE hem de ER gruplarında, 12 dakika gruplarına ait kırık yüzeylerinin daha düzensiz ve pörozlu yapıda olduğu; 96 saat gruplarına ait örneklerde ise yüzey yapısının daha düzenli ve pürüzsüz yapıda olduğu görülmüştür. Biodentine zaman içerisinde sertleşirken bu pöroziteler kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit ile doldurulduğundan, 96 saat gruplarında Biodentine içinde daha yoğun bir mikroyapı görülmektedir [139].

İkinci bir bulgu olarak stereomikroskop görüntülerinde de olduğu gibi 12 dakika gruplarında Biodentine içerisinde daha yüzeyel koheziv kırıklar gözlenirken; 96 saat gruplarında daha derin koheziv kırıklar görülmüştür.



Şekil 4.11: 12 dakika bekletilen Biodentine grubundan rastgele seçilmiş bir koheziv örnekten alınmış SEM görüntüleri (A: 70X, B: 150X, C: 500X ve D:5000X büyütme görüntüleri).



Şekil 4.12: 96 saat bekletilen Biodentine grubundan rastgele seçilmiş bir koheziv örnekten alınmış SEM görüntüleri (A: 70X, B: 150X, C: 500X ve D:5000X büyütme görüntüleri).

5. TARTIŞMA

Derin preparasyonlar sonucunda açığa çıkan pulpa uygun medikamentlerle tedavi edilirken, daimi dişlerde olduğu gibi süt dişlerinde de öncelikli amaç dişlerin vitalitesinin korunmasıdır [4, 7, 9].

Vital pulpa tedavileri; pulpayı toksik, mekanik ve termal etkilerden koruyarak, pulpa yaralanmalarını azaltacak tüm tedavileri kapsamaktadır. Vital pulpa tedavilerinin amacı; geri dönüşümlü pulpa yaralanmalarında, pulpayı uygun bir madde ile örtmek ve tersiyer dentin oluşumunu tetiklemektir [10]. Dişin vital olarak korunması prognozu açısından çok önemlidir, çünkü ancak vital bir pulpa, biyolojik ve patolojik uyarılara karşı sekonder dentin, sklerotik dentin veya tamir dentini yapımını gerçekleştirerek dişin korunmasını sağlayabilir [12].

Bu amaçla yıllar boyu pek çok materyal kullanılmış olup, reperatif dentin oluşumunu indüklemesi, antibakteriyel, ucuz ve kullanımının kolay olması gibi özellikleri nedeniyle en yaygın olarak kullanılanı kalsiyum hidroksittir [11].

Ancak kalsiyum hidroksit; zamanla rezorbe olması ve oluşan rezorbsiyon bölgelerinde mikrosızıntı meydana gelmesi, ince ve dayanıksız olması nedeniyle restoratif işlemler esnasında kırılması ve üzerinde çatlaklar meydana gelmesi, yüksek alkalinitesi nedeniyle nekrotik doku oluşturması, pulpada nekroz, dejenerasyon oluşumuna sebebiyet verebilmesi, direk pulpa kaplaması ve amputasyon tedavilerinde internal rezorbsiyonlara neden olması gibi pek çok dezavantaja sahiptir [14, 15]. Bütün bu sayılan faktörler nedeniyle vital pulpa tedavilerinde yeni ve alternatif maddelere ihtiyaç duyulmuştur.

1990'ların ortalarından itibaren, MTA klinik, radyolojik ve histopatolojik çalışmalardaki yüksek başarı oranları (%90-100) nedeniyle konservatif pulpa tedavileri için referans bir materyal olarak kabul edilmiştir [16, 17]. Bununla birlikte sahip olduğu olumlu özelliklere rağmen MTA; uzun sertleşme zamanı, sertleşme süreci boyunca yüksek çözünürlük göstermesi, diş dokularında renklenmeye yol açma potansiyeli ve zor kullanım özelliği göstermesi gibi bazı kritik dezavantajlara sahiptir [18]. Bu dezavantajların üstesinden gelmek amacıyla yeni kalsiyum silikat esaslı simanlar geliştirilmiş olup bunlardan birisi de Biodentine'dir.

Biodentine, ana materyal olarak tri ve dikalsiyum silikat, mekanik özelliklerini geliştiren bir doldurucu olarak kalsiyum karbonat ve radyoopasite sağlayıcı olarak da zirkonyum oksit içerir [132, 136]. Likiti ise distile su, kalsiyum klorid ve suda

çözülebilir bir polimerden meydana gelir. Kalsiyum klorid materyalin sertleşmesini hızlandıran bir hızlandırıcı olarak görev yapar [224]. Suda çözülebilir polimer ise sertleşme reaksiyonunun su ihtiyacını azaltan bir bileşen olarak işlev görür [136]. Biodentine'in MTA'dan üstün olan en önemli avantajları daha kolay kullanımı, yüksek viskozitesi, kısa sertleşme zamanı (12 dakika) ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasıdır [24]. Ayrıca, Biodentine MTA ile karşılaştırıldığında daha gelişmiş bir antibakteriyel özellik ve daha düşük bir sitotoksik etkiye sahiptir [225]. Mikrosertlik, bükülme direnci ve basınç dayanımı ise diğer kalsiyum silikat simanlardan daha yüksek ve dentine daha benzer değerlerdedir [136, 226].

Üretici firma tarafından Biodentine'in sertleşme zamanının 12 dakika olduğu ve final restorasyonun aynı seansta tamamlanabileceği belirtilmektedir [131]. Biodentine'in MTA'ya göre daha kısa sürede sertleşmesinin karıştırma sıvısı içeriğindeki kalsiyum klorid ve tozu içerisindeki kalsiyum karbonata bağlı olabileceği belirtilmiştir. Güçlü bir şekilde silikatların hidrasyonunu hızlandıran ve daha hızlı kristalizasyon sağlanmasına öncülük eden kalsiyum kloridin simandaki gözenekler içerisine penetrasyonu, kalsiyum kloridin sertleşme zamanını kısaltmasındaki rolünü açıklayabilir [227]. Kalsiyum karbonat ise etrafında reaksiyon oluşumunu sağlayan bir çekirdeklenme yeri olarak görev yapmasıyla; hidrasyonun artırılması, daha yoğun bir mikroyapı üretilmesi ve simanın sertleşme zamanının azaltılmasını sağlamaktadır [132].

Jang ve ark.'nın bir çalışmasında [228] MTA, Bioaggregate ve Biodentine'in sertleşme zamanları değerlendirilmiş ve Biodentine için sertleşme süresi 15 dakika olarak bildirilmiştir. Grech ve ark. [137], çeşitli trikalsiyum silikat esaslı simanların fiziksel özelliklerini değerlendirdikleri araştırmalarında, üretici firma tarafından belirtilen süreden (12 dakika) farklı olarak Biodentine'in final sertleşme süresini 45 dakika olarak belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise Biodentine'in en kısa süre bekletileceği gruptaki bekleme süresi, üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda 12 dakika olarak belirlenmiştir.

Kaup ve ark.'nın [229] Biodentine, ProRoot MTA, CİS ve kompozit rezinin daimi diş dentinine makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, sadece kompozit rezin grubunda dentine self-etch (SE) adeziv sistem uygulanmış diğer gruplarda ise herhangi bir işlem uygulanmamıştır. Örnekler kırılmadan önce 2, 7 ve 14 gün olmak üzere farklı zaman gruplarına ayrılarak %100 nemlilikte 37,5°C sıcaklıkta bekletilmiştir. Sonuç olarak test edilen tüm materyaller içerisinde Pro Root MTA en

düşük makaslama bağlanma değerlerini vermiştir. Biodentine'in dentine makaslama bağlanma değerlerinde ise 2 ve 7 gün arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış elde edilmiş ve görülen bu artışın kalsiyum silikat simanların sertleşme reaksiyonlarının yaklaşık olarak 1 ay daha devam etmesiyle açıklanabileceği bildirilmiştir.

Hashem ve ark. [230] ise farklı sürelerde bekletilmiş Biodentine'in kompozit rezine olan mikromakaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, başlangıçta Biodentine ve kompozit rezin arasındaki bağlanma değerlerinin düşük olduğunu ve bu değerlerin geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS) ile benzer bağlanma değerlerine ancak 24 saat ulaşabildiğini; Biodentine'in maturasyonuna olanak vermek amacıyla final restorasyonun yapılması için 2 hafta beklenmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Kayahan ve ark. [140] asitle pürüzlendirme işleminin, kalsiyum silikat esaslı bir materyal olan MTA'nın basınç dayanımı ve mikrosertliği üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, MTA üzerine yapılacak restoratif prosedürler için en az 96 saat beklemenin yararlı olacağını belirtmişlerdir. Atabek ve ark. [231] ise farklı adeziv sistemlerin kullanılmasıyla 4 farklı sürede (4saat, 24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) bekletilmiş MTA'nın kompozit rezine olan makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; MTA'nın bekletilmesiyle bağlanma dayanımı değerlerinin artış gösterdiğini belirterek, MTA'nın optimum fiziksel özelliklerine ulaşabilmesi için karıştırma sonrası 96 saat süreyle restoratif prosedürlerin ertelenmesini tavsiye etmişlerdir. Yukarıda bahsettiğimiz çalışmaların doğrultusunda, çalışmamızda Biodentine materyalinin en fazla 96 saat olmak üzere farklı zaman aralıklarında bekletilmesiyle kompozite olan makaslama bağlanma dayanımının değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Çalışmamızda 12 dakika gruplarından elde edilen makaslama bağlanma kuvvetleri, diğer bekletilme sürelerine (24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) ait grupların bağlanma kuvvetlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur. Biodentine'nin yaklaşık 12 dakika süren başlangıç sertleşme reaksiyonu sonucunda zayıf fizikomekanik özelliklere sahip olan hidrate kalsiyum silikat jel yapısının meydana geldiği ve bu aşamada sadece yüzey sertleşmesinin gerçekleştiği belirtilmiştir. Bununla birlikte kalsiyum silikat hidrate jel yapısının kristalizasyonu ile Biodentine'nin maturasyonunun yaklaşık iki hafta sürdüğü; bu nedenle materyalin final sertleşmesine

ve maksimum fizikomekanik özelliklerine ulaşması için en az iki hafta geçmesi gerektiği gösterilmiştir [232].

Kaup ve ark.'nın [229] Biodentine'nin dentine olan makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde 2. ve 7. gün grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmesine karşın, 7. ve 14. günler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmediğini bildirdikleri; Hashem ve ark.'nın [230] ise farklı zaman aralıklarında bekletilmiş Biodentine'in kompozit rezine olan mikromakaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri ve en yüksek mikromakaslama bağlanma değerlerini 24 saat gruplarında elde ettikleri çalışmalar göz önüne alınarak araştırmamızda maksimum bekletme süresini 2 hafta yerine 96 saat olarak belirledik. Çalışmamızda maksimum bekletme periyodunu 96 saat olarak tercih etmemizin diğer bir nedeni de MTA üzerine yapılacak restoratif prosedürlerin 96 saat sonrasına ertelenmesini tavsiye eden çalışmalarla [140, 231] karşılaştırma yapabilmeyi amaçlamamızdır.

Literatürde Biodentine'in rezin materyallere bağlanma dayanımı ile kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Odabaş ve ark. [142] iki farklı zaman aralığında (12 dakika ve 24 saat) beklettikleri Biodentine'in kompozit rezine olan makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, 24 saat bekletilen gruplarda daha yüksek makaslama bağlanma değerleri elde etmişlerdir. Jang ve ark. [228] yapmış oldukları bir çalışmada, Biodentine'i 1, 3 ve 7 gün bekleterek basınç dayanımını değerlendirmişler ve grupların benzer basınç dayanımı değerleri gösterdiğini; gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise bu çalışmalarla paralel olarak elde ettiğimiz makaslama bağlanma dayanımı değerleri 24 saatte istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiş ancak diğer bekletme sürelerine (48 saat, 72 saat ve 96 saat) ait gruplarda 24 saat gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmemiştir.

MTA'nın 96 saat bekletilmesiyle makaslama bağlanma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artışın izlendiği çalışmaların [140, 231] aksine, bizim çalışmamızda 96 saat bekleme süresinin istatistiksel sonuçları sadece 12 dakika bekletme grupları ile farklılık göstermiş olup, diğer bekletme grupları ile arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. Bu istatistiksel sonuçlar ışığında Biodentine'in üzerine yapılacak rezin içerikli restoratif işlemlerin tamamlanması için 24 saat bekleme süresinin yeterli olabileceğini düşünmekteyiz.

Biodentine ile yapılan makaslama bağlanma dayanımı çalışmalarından birinde Raju ve ark. [143] Biodentine ve posterior CİS'in süt ve daimi diş dentinine makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Biodentine ve CİS'ı açığa çıkarılan dentin yüzeylerine bizim çalışmamızdan farklı olarak 3,5 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde polivinil kalıplar yardımıyla yerleştirdikleri çalışmalarında sonuç olarak CİS'in hem süt dişi hem de daimi diş gruplarında Biodentine'den istatistiksel olarak daha fazla makaslama bağlanma dayanımı gösterdiğini; Biodentine grupları kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise daimi diş gruplarında süt dişi gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları elde edildiği belirtilmiştir.

Cantekin ve Avcı [144] ise metakrilat bazlı kompozit, siloran bazlı kompozit ve CİS'in, farklı adeziv sistemlerle Biodentine ve MTA üzerine uygulanması sonrası aralarındaki makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, hazırlanan Biodentine örneklerini 15 dk, MTA örneklerini ise 96 saat olmak üzere iki farklı zaman diliminde 37°C ve %100 nemli ortamda bekletmişlerdir. Sonuç olarak en yüksek bağlanma kuvveti değerlerinin metakrilat bazlı kompozit rezin-Biodentine grubunda ve en düşük bağlanma kuvveti değerlerinin ise CİS-MTA grubunda görüldüğünü bildirmişlerdir. Aynı çalışmada metakrilat bazlı kompozitler, Biodentine'e bağlandıkları grupta MTA'ya bağlandıkları gruptan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma değerleri vermesine rağmen diğer restoratif materyaller Biodentine ve MTA'ya yakın kuvvetlerle bağlanmışlardır. Ayrıca metakrilat bazlı kompozit grubu Biodentine ve MTA'ya diğer restoratif materyallerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha fazla makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.

Teorik olarak bağlanma kuvveti bir adeziv tabaka aracılığıyla, substrat ve bağlanan materyal arasındaki bağlantı olarak tanımlanır. Ancak pratik uygulamada, sadece bu bağlantı yerinden kopma meydana gelmemekte ve bunun yerine kopmalar bağlanan materyal, substrat ya da her ikisinde birden oluşabilmektedir. Gerçekte ölçülen değer, bağlanmış materyaller sisteminin kırılma kuvvetidir. Malzemenin sertliği bağlanma dayanımının yorumlanması üzerinde önemli bir etkiye sahiptir ve bu nedenle Biodentine'in kompozitlere gerçek klinik bağlanma dayanımı muhtemelen elde ettiğimiz verilerden farklıdır [233]. Çalışmamızda en fazla görülen kırık tipi Biodentine içinde koheziv, en az görülen kırık tipi ise adeziv kırık olmuştur. Biodentine içindeki koheziv kırıklar, kompozit-adeziv-Biodentine arasındaki adezyon kuvvetlerinin, Biodentine'in kendi içindeki koheziv kuvvetlerden daha güçlü olduğunu

göstermektedir. El-Kalla ve Garcia-Godoy [234] dentin ya da restoratif materyalde koheziv kırığın daha sık görülmesinin materyalin iç dayanıklılığının düşüklüğüne ya da bağlanma kuvvetinin materyal içi dayanıklılıktan yüksek olmasına bağlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda görülen kopma tiplerinin çoğunlukla Biodentine materyali içerisinde koheziv tipte olması materyal ve adeziv rezin arasındaki gerçek bağlanma dayanımını yansıtmaktan daha çok Biodentine'nin kendi yapısı içerisindeki kohezyon kuvvetini göstermektedir. Geleneksel bağlanma dayanım testlerinde geniş yüzey alanına sahip örnekler kullanılmasına bağlı olarak dentin-rezin arasındaki stres dağılımının homojen olmadığı, bunun sonucunda da genellikle materyalin kendi içerisinde oluşan koheziv tip başarısızlığın meydana geldiği belirtilmiştir [235, 236]. Çalışmamızda gözlenen koheziv başarısızlık yönündeki eğilimin nedenlerinden birisinin de bu homojen olmayan stres dağılımı olduğu düşüncesindeyiz.

Çalışmamızda 12 dakika gruplarında Biodentine içerisinde koheziv tip kırık gösteren örneklerin tümünde Biodentine'nin bağlanma yüzeyine yakın şekilde kırıldığı gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak Biodentine üzerine yerleştirilen kompomer restorasyonun gösterdiği polimerizasyon büzülmesi gösterilebilir. Kompomer materyalin gösterdiği polimerizasyon büzülmesi, erken sertleşme fazında olan ve zayıf bir yapı gösteren Biodentine'de stres meydana getirerek prematür kırılmalara yol açabilir. Bu bulgu klinik olarak Biodentine üzerine rezin restorasyonun hemen yerleştirilmesi kararını etkileyebileceğinden dikkatli bir şekilde ele alınmalıdır [230].

12 dakika ve 96 saat gruplarından rastgele seçilen kırılmış örnek yüzeylerinden yapılan SEM analizlerinde immediate gruplarına ait kırık yüzeylerinin daha düzensiz ve pöröz yapıda olduğu; 96 saat gruplarına ait örneklerde ise yüzey yapısının daha düzenli ve pürüzsüz yapıda olduğu görülmüştür. Bu sertleşmiş Biodentine'de görülen daha pürüzsüz ve yoğun mikroyapının, sertleşme süreci boyunca pörözitelerin kalsiyum silikat hidrat ve kalsiyum hidroksit tarafından doldurulmasıyla meydana geldiği belirtilmiştir [139]. Ayrıca, SEM ve stereomikroskop görüntülerinde 12 dakika gruplarında Biodentine içerisinde daha yüzeyel koheziv kırıklar gözlenirken; 96 saat gruplarında daha derin koheziv kırıklar izlenmiştir.

Güncel adeziv teknolojileri, uygulama adımlarını azaltarak bağlanma prosedürlerini basitleştirme, klinik uygulama süresini kısaltma ve teknik hassasiyetini azaltma ve böylece standardizasyon sağlama eğilimindedir [173]. SE adeziv sistemler

son derece hassas bir teknik olan asitle aşındırma işleminin ortadan kaldırılması amacıyla üretilmişlerdir [237]. Bu adezivler, çok aşamalı etch and rinse (ER) adeziv sistemlerle karşılaştırıldığında, kullanımları daha kolay olup daha hızlı bir uygulama prosedürüne ve uygulamadaki teknik farklılıklara karşı daha az hassasiyete sahiptir [237, 238]. Bu teknikte işlem basamaklarının azalması ile özellikle kooperasyon güçlüğü çekilen çocuk hastalarda kullanım kolaylığı sağlanırken tükürükle kontaminasyon riski de azalmaktadır [176, 177].

Yakın zamanda hem SE hem de ER teknikle uygulanabilen, ‘universal’ ya da ‘multi-mode’ olarak sınıflandırılan yeni tür SE adezivler piyasaya sürülmüştür [29]. Üretici firmalar tarafından her iki bağlama tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediği belirtilmiş, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabileceği bildirilmiştir [32]. Pazarlama açısından bakıldığında, universal adezivler bağlama etkinliklerinden ödün vermeden klinisyene ER, SE veya selektif mine aşındırması modunda kullanım için uygulama özgürlüğünü sunan son derece yenilikçi ürünlerdir [183].

Universal adezivlerin oldukça kısa süre önce piyasaya çıkmalarından dolayı özellikle de en son piyasaya çıkanları için, üreticiler tarafından sağlanan kendi performanslarına ait bilgiler dışında literatürde çok fazla bilgi mevcut değildir. Bu adeziv sistemlerin üreticilerin iddia ettiği gibi her iki uygulama şeklinde de eşit bağlanma performansı gösterip göstermeyeceği ise çeşitli çalışmalar için araştırma konusu olmuştur [31, 32, 186, 190].

Bizim çalışmamızda dental adeziv sistemlerin en güncelleri olan universal adeziv sistemlerden Single Bond Universal (SBU), All Bond Universal (ABU) ve G-aenial Bond (GB), hem SE hem de ER uygulama tekniğiyle kullanılarak kompozit ve Biodentine arasındaki makaslama bağlanma değerleri karşılaştırılmıştır.

Adeziv sistemlerin geliştirilmesinde ve değerlendirilmesinde en uygun yöntem klinik çalışmalar olmakla birlikte, bu çalışmalar zaman alıcı, maliyetli ve pek çok açıdan zahmetlidir [239, 240]. Uzun dönem klinik araştırmalar, zaman ve hasta takibi açısından da oldukça zor olup bu araştırmalarda oral kavitedeki stres yoğunluğundan dolayı başarısızlığın gerçek nedeninin ayırt edilmesi çoğu kez mümkün olmamaktadır [173, 241]. Ayrıca, in vivo çalışmalarda manüplasyon, ortamın nemliliği ve örnek seçimi gibi kontrol edilemeyen ve çalışma sonuçlarını etkileyebilecek birçok faktör mevcuttur. [242].

In vitro araştırmaların popöler olmalarının en önemli sebeplerinden birisi de, üreticilerin daha bir materyal üzerindeki çalışmalar bitmeden yeni bir materyali piyasaya sürmeleri ve materyallerin çok çabuk eskimeleridir. Piyasada ulaşılabilen adeziv sistemlerin sayısındaki hızlı artış nedeni ile klinik uygulamaya elverişli ve tavsiye edilebilir tedavi stratejilerinin geliştirilebilmesi için materyallerin yapısal analizlerinin yapılması gerekmektedir. Hastanın uyumuna bağlı olan ve uzun süren in vivo çalışmaların aksine, in vitro çalışmalar kontrollü koşullar altında malzemenin potansiyeli konusunda daha hızlı sonuç alınmasını sağlamaktadır [243, 244]. Bu nedenle materyallerin klinik özelliklerinin tahmin edilmesi amacıyla üreticiler hala yaygın olarak laboratuvar çalışmalarına güvenmektedirler [241].

Günümüzde birçok çalışma, adeziv sistemlerin fiziksel dayanıklılığını ortaya koymada en etkili yöntemin in vitro bağlanma testleri olduğunu, klinik performansın önceden tahmin edilmesi ve bu performansın geliştirilmesi için in vitro testlerin vazgeçilmez araçlar olarak görüldüğünü bildirmektedir [239, 240, 245]. Bu nedenlerden dolayı bizim çalışmamız da in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı testi in vitro ölçümler için sıkça kullanılan ve uygulaması kolay olan bir test yöntemidir [246]. Ayrıca, makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı kabul edilmektedir [213]. ISOTR 11405 [247] standardına göre bağlanma dayanımı testlerinde kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir. Çalışmamızda makaslama deneyleri Universal test cihazında 1 mm/dk hız uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Uygulanan test hızı ISO tarafından belirlenen değerlere uygundur ve literatürdeki bazı araştırmalarda da aynı değerin kullanıldığı görülmektedir [142, 229, 230].

Çalışmamızda hazırladığımız silindir kalıplarda Biodentine'i yerleştirdiğimiz boşluğun çapı 4 mm yüksekliği 2 mm, üzerine yerleştirilen kompomerin çapı ve yüksekliği ise 2 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerlere daha önceden yapılan MTA ve Biodentine çalışmaları [142, 231, 248] göz önüne alınarak karar verilmiştir.

Pulpa kaplama materyallerinin biyouyumluluğu, biyoaktivitesi ve remineralizasyon kabiliyetlerinin yanında, restoratif materyaller ve pulpa kaplama materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı dolgunun kalitesi ve restorasyonun başarısı için çok önemlidir [25, 26]. Kompomerlerin pulpa kaplama materyallerine düzgün bir şekilde bağlanması, tüm bağlantı bölgesi boyunca nispeten eşit şekilde stresi yayma yeteneğine sahip bir adeziv bağlantısını meydana getirir [26]. Literatürde farklı adeziv

sistemler kullanılarak MTA'nın bağlanma dayanımı ile ilgili çok sayıda çalışma yer alırken [25, 26, 103, 231, 248], Biodentine'in bağlanma dayanımı ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır [142, 230].

Çalışmamızda, 5 farklı zaman aralığında (12 dk, 24 saat, 48 saat, 72 saat, 96 saat) 37°C ve %100 nemlilikte bekletilmiş Biodentine ve kompozit arasındaki makaslama bağlanma dayanımı kuvvetleri, 1 total-etch ve 3 farklı universal adeziv sistemin farklı uygulama teknikleri (ER ve SE) ile kullanılmasıyla değerlendirilmiştir. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri 9,39 ve 15,74 MPa aralığında değişkenlik göstermiştir. En düşük ortalama değer 12 dakika bekletilmiş PB grubunda, en yüksek ortalama değer ise 24 saat bekletilmiş SE teknikte uygulanan GB grubunda gözlenmiştir.

Araştırmamızda bütün bekletme zamanlarında ER ve SE gruplara göre adeziv sistemleri arasındaki makaslama bağlanma değerleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bununla birlikte, hem ER hem de SE gruplarında genel olarak en yüksek değerler GB gruplarında, en düşük değerler PB gruplarında izlenmiştir.

Bir adeziv sistemin en önemli bileşenlerinden birisi de içerdiği çözücüdür. Adeziv sistemlerde sıklıkla kullanılan çözücüler; su, aseton ve etanoldür. Bağlanılacak yüzeye difüzyonları sonrası bu çözücülerin mutlaka adezivden uzaklaştırılmaları gerekir. Çünkü artık olarak kalan çözücüler monomerlerin seyrelmesine yol açarak polimerizasyonu tehlikeye sokabilmekte; adeziv tabakada boşluklara ve adeziv tabakanın geçirgenliğinin artmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle bu çözücülerin buharlaşarak adezivden uzaklaşmaları adeziv sisteminin bağlanma kuvveti için çok önemlidir. Buharlaşma ise buhar basıncı ile ilişkili olup çözücünün yüksek buhar basıncına sahip olması daha hızlı buharlaşacağı ve daha hızlı bir şekilde arayüzden uzaklaşacağı anlamına gelmektedir [249]. Araştırmamızda kullandığımız universal adezivlerden GB'un solventi aseton diğerlerinininki ise etanoldür. Yaptığımız çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte genel olarak en yüksek bağlanma değerleri GB grubunda görülmüştür. Bu da GB'un içeriğinde çözücü olarak bulunan asetonun yüksek buhar basıncına sahip olmasıyla ilişkilendirilebilir. Aseton yüksek buhar basıncı nedeniyle kolaylıkla arayüzden buharlaşarak uzaklaştırılabilmekte ve monomer difüzyonuna yardımcı olarak daha fazla bağlanma kuvveti meydana getirebilmektedir. Diğer adeziv sistemlerdeki daha düşük bağlanma değerleri de aynı şekilde etanolün düşük buhar basıncına bağlanabilir [231].

Polimerizasyon sırasında bağlantı arayüzünde fazla miktarda rezidüel suyun kalması da zayıf bağlanma kuvvetinin nedenlerinden birisidir [249]. Suyun aseton bazlı adezivlerden uzaklaştırılması ise nispeten daha kolaydır; çünkü bu adezivlerin azeotropları daha fazla su içerir ve buhar basınçları daha yüksektir. Bunun tersi olarak etanol bazlı adezivlerin artmış hidrojen bağı oluşturma özelliğine sahip olması nedeniyle rezidüel suyun bu adezivlerden uzaklaştırılması daha zordur [250]. GB grubu ile daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmesinin bir diğer nedeni olarak da yukarıda bahsedilen rezidüel suyun aseton bazlı adezivlerden daha kolay uzaklaştırılması olduğu düşünülebilir.

Çalışmamızda genel olarak en düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte PB grubunda elde edilmiştir. PB'nin yapısında bulunan, UDMA ve PENTA gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin PB'nin demineralize dentin içerisine difüzyon kabiliyetini azaltabileceği, bu nedenle de bağlanma dayanım değerini düşürebileceği bildirilmiştir [251]. Bunun yanı sıra Platt ve ark. [252] ER adeziv sistem olan PB'nin iki kat uygulanması ile bağlanma etkinliğinin arttığını, konfokal mikroskop ile incelendiğinde tek kat uygulama ile ara yüzey boyunca uniform bir adeziv kalınlığı meydana gelmediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da PB adeziv sistem üretici firma talimatları doğrultusunda tek tabaka halinde uygulanmıştır.

10-metakriololoksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP), mine ve dentine kimyasal bağlanarak stabil ve dayanıklı arayüz bağlantılarının sağlanmasında önemli rol oynayan bir monomerdur. [253]. 10-MDP yapısında polimerize edilebilir bir metil-metakrilat grubu ve kalsiyum ile iyonik etkileşimden sorumlu bir fosfat grubu içermektedir [254]. Teorik olarak ise 10-MDP'nin Biodentine kalsiyumuna bağlanarak, mikromekanik bağlanmaya ek olarak kimyasal bağlanmayı sağladığı düşünülebilir [230].

Çalışmamızda kullandığımız SBU ve ABU içeriğinde 10-MDP bulunmasına rağmen anlamlı olmamakla birlikte GB grubundan daha düşük makaslama bağlanma değerleri göstermiştir. İçeriğinde 10-MDP olan bu iki universal adezivin ayrıca monofonksiyonel rezin monomer olarak HEMA içermesi ve HEMA'nın kalsiyuma bağlanmada 10-MDP ile yarışarak, 10-MDP-Ca bağlanma miktarını azaltması toplam bağlanma etkinliğini düşürebilir [254].

Biodentine ve kompomer arasında kimyasal bir bağ oluşup oluşmadığı bilinmemektedir. Ancak teorik olarak kullanılan adeziv sistemlerdeki fonksiyonel

monomerlerin (10 MDP, 4-MET) Biodentine'in yapısındaki kalsiyuma kimyasal olarak bağlanabileceği ve böylelikle mikromekanik bağlanmanın yanı sıra kimyasal bağlantının da kurulmuş olabileceği belirtilmiştir [230].

Rosa ve ark [187]. tarafından yapılan bir meta-analizde, universal adeziv sistemlerin mineye bağlanma dayanımlarının asit uygulaması ile artış gösterdiği bu nedenle mineye adezyon sağlanabilmesi için ER uygulamanın tavsiye edilebileceği belirtilmiştir. SE uygulamada görülen daha düşük mine bağlanma dayanımı değerlerinin nedeni olarak ise SE ve universal adezivlerin, fosforik asit ile karşılaştırıldığında daha düşük asidik içeriğe sahip olmaları nedeniyle mineyi demineralize ederek uygun mikro tutucu gözenekler oluşturma potansiyellerinin az olması gösterilmiştir [255]. Yine aynı meta-analizde, hafif universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarının asitleme işlemiyle artmadığı sadece ultra-hafif adeziv sistem olan ABU'de asit uygulaması ile dentin bağlanma değerlerinde artış görüldüğü bildirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemlerden SBU ve GB hafif sınıf adezivler olup, gerçekleştirdiğimiz çalışmada yukarıda bahsettiğimiz meta-analiz sonuçlarıyla paralellik gösterir şekilde iki adeziv sistemin de makaslama bağlanma değeri asit uygulaması işlemi ile artış göstermemiştir. Yine bu meta-analizle benzer şekilde, çalışmamızda kullandığımız ultra-hafif universal adeziv olan ABU grubunda SE ve ER uygulama teknikleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemesine karşın bütün bekletme sürelerinde (12 dakika, 24 saat, 48 saat ve 96 saat) ABU'in asitli grupları daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir. Asitleme işlemiyle görülen bu artış muhtemelen bu adeziv sistemin hafif asiditesinden (pH: 3.1) dolayı yüzeyde iyi bir asitleme işlemini gerçekleştirememesinden kaynaklanmaktadır [187]. Bu sonucumuz yine ABU'in asit uygulaması ile bağlanma dayanımında artış görüldüğünü belirten diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir [186, 256].

Marchesi ve ark. [32] SBU adeziv sistemin SE ve ER teknikle uygulanmasının mikrogerilim bağlanma dayanımı ve nanosızıntı üzerindeki etkisini farklı zaman aralıklarında (24 saat, 6 ay, 1 yıl) değerlendirdikleri ve PB adeziv sistem ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, 24 saat grubunda SBU adeziv sistemin SE ve ER grupları arasında bağlanma dayanımı yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını; SBU ve PB grubunun benzer sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir. 1 yıl sonunda ise en büyük mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerini SBU-SE ve PB gruplarında; en düşük nanosızıntı değerlerini ise hem başlangıçta hem de 1 yıl sonunda

SBU-SE grubunda elde etmişlerdir. Sonuç olarak SBU adeziv SE yaklaşımla uygulandığında bağlanma etkinliğinin arttığını ve ER yaklaşımın başlangıçta SE yaklaşımla karşılaştırılabilir bir bağlanma dayanımı gösterdiğini ancak zamanla bağlanma dayanımında azalma meydana geldiğini ve daha fazla nanosızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Hanabusa ve ark. [29] GB'nin mikrogerilim bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, mine kenarlarının selektif asitlenmesi ile bağlanma etkinliğinin artırılabilceğini, dentinin asitlenmesinin immediate bağlanma dayanımını azaltmadığını fakat bağlanma stabilitesinin SE moddan daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da tüm bekletme sürelerinde GB gruplarında asit uygulanmasının makaslama bağlanma değerleri üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı görülmüştür.

Chen ve ark. [183] ABU, Clearfil Universal Bond, Futurabond U, Prime&Bond Elect ve SBU'in iki farklı uygulama tekniğinde (ER ve SE) dentine bağlanma etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, ER uygulamanın dentine bağlanmada herhangi bir olumsuz etkiye neden olmadığını bulmuşlardır. Bu sonuç, uygulama tekniğinin ABU, SBU ve Futurabond U'nun mikrogerilim bağlanma dayanımını etkilemediğini belirten Wagner ve ark.'nın çalışmasını destekler niteliktedir [31].

Diğer taraftan Munoz ve ark. [186] SBU, ABU ve Peak Universal adeziv sistemlerin mikro gerilim bağlanma dayanımlarını her iki uygulama tekniğinde (SE ve ER) kendi içlerinde ve kontrol grupları olarak belirlenen SE adeziv olan Clearfil SE Bond ve total-etch adeziv olan Adper Single Bond ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerinin farklılık gösterdiğini, en düşük bağlanma değerinin ABU'in SE uygulaması ile elde edildiğini belirtmişlerdir. Adeziv sistemlerin kontrol gruplarıyla gösterdikleri farklı bağlanma performanslarını ise adeziv sistemlerinin içeriklerindeki farklılıklara bağlamışlardır. Bunun yanı sıra ABU ve Peak universal adeziv sistemlerinin ER teknikle daha yüksek bağlanma değerleri gösterirken, SBU'in her iki uygulama şeklinde de benzer bağlanma değerleri sergilediğini bildirmişlerdir.

Benzer bir sonuç Lee ve ark.'nın ER teknikle uygulanan ABU'in, SE teknikle uygulanan ABU'den anlamlı şekilde daha yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı gösterdiği çalışmalarında da elde edilmiştir [256]. Bu çalışmada düşük asiditeye sahip adeziv sistemlerin asitleme işlemini etkin bir şekilde gerçekleştiremeyeceği, klinik

açından bu adeziv sistemler kullanılırken dentine bağlanma kuvvetinin arttırılmasında ek olarak asit uygulama işleminin yararlı olabileceği belirtilmiştir. Bununla birlikte bu çalışmaların sonuçları, iki farklı uygulama tekniği arasında fark görülmediğini belirten bazı çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermemektedir [31, 183].

De Goes ve ark. [28], SE ve ER modda uyguladıkları SBU adeziv sisteminin mineye mikrogerilim bağlanma dayanımlarını 2 aşamalı total-etch, 3 aşamalı total-etch ve 2 aşamalı SE sistemleriyle karşılaştırdıkları çalışmalarında, SE ve SBU-SE gruplarında asit uygulamasının anlamlı bir farklılık meydana getirdiğini ve asitli gruplarda mikrogerilim bağlanma dayanımında artış görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu çalışmada, SBU, 2 aşamalı SE ve 3 aşamalı total-etch sistemleri bağlanma dayanımı yönünden farklılık göstermemiş, en düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri 2 aşamalı total-etch grubunda izlenmiştir.

Gorracci ve ark. [189] GB'nin mine ve dentine makaslama bağlanma değerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, asit uygulamanın mineye bağlanma dayanımını arttırırken, dentin bağlanmasını negatif şekilde etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu çalışma sonuçları bizim GB ile elde ettiğimiz sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Loguercio ve ark. [188] adeziv sistemin SE uygulanmasında aktif ve pasif uygulamanın mineye mikromakaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında; SBU, GB ve ABU'in de bulunduğu 7 universal adeziv sistemi karşılaştırmışlar ve aktif uygulamanın bu 7 adeziv sistemden 5 tanesinin mikromakaslama bağlanma dayanımında artışa neden olduğunu, universal adezivlerin SE teknikte aktif olarak uygulanmasının selektif mine asitlenmesi için bir alternatif olarak görülebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda bütün adeziv sistemler üretici talimatları doğrultusunda uygulanmış olup, Loguercio ve ark.'nın çalışmasının aksine aktif şekilde uygulanmayan GB ile en yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.

Bizim çalışmamızda ise kullandığımız universal adeziv sistemlerin SE ya da ER teknikle uygulanmasının bağlanma dayanımının üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür. Çalışmamızda aynı universal adeziv sistemin SE ve ER uygulama tekniklerinin benzer sonuçlar göstermesi, Biodentine yüzeyinin kendiliğinden pöröz yapısının SE ve ER teknikleri arasındaki farkı etkisiz hale getirmesinden ve ayrıca alkali özelliğe sahip olan Biodentine'in adeziv tekniklerinin asiditesini tamponlayarak etkisini azaltmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz [230].

Perdigao ve ark.'nın [190] gerçekleştirdikleri bir klinik çalışmada Sınıf V kavite, SBU adeziv sistem üç farklı teknik ile kullanılarak (SE, ER ve selektif asitleme) kompozit rezin ile restore edilmiştir. 18 aylık takip süresi sonunda dişler; retansiyon, postoperatif hassasiyet, marjinal adaptasyon ve marjinal renklenme açısından değerlendirilmiş ve klinik başarının SBU'ün uygulama tekniğinden etkilenmediğini belirtilmiştir. Bu çalışmayla benzer şekilde, SBU adeziv sistemin farklı tekniklerde kullanılmasıyla, çürük olmayan servikal lezyonların kompozit rezin ile restore edilerek restorasyonların 6 ay sonra değerlendirildiği Mena-Serrano ve ark.'nın [191] çalışmalarında da adezivin farklı uygulama şekilleri arasında klinik başarı açısından farklılık bulunmamıştır. Bu veriler bizim çalışmamızda elde ettiğimiz SBU verileri ile benzerlik göstermektedir.

Bazı araştırmacılar SE adezivlerin asitle pürüzlendirilmiş dentine uygulandıklarında bağlanma dayanımlarının düşebileceğini sonucuna varmışlardır [257, 258]. Bununla birlikte, yapılan güncel çalışmalar, SE adezivlerin uygulanmasından önce fosforik asit ile dentinin aşındırılmasının etkilerinin materyale bağlı olduğunu belirtmektedir [259, 260].

Kullandığımız adeziv sistemler arasında asiditesi en yüksek olan GB ise istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte bütün bekletme sürelerinde asitli örneklerinde daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Elde ettiğimiz bu sonuç GB'ın asit uygulaması ile daha düşük makaslama bağlanma dayanımları gösterdiği Ikeda ve ark.'nın [261] çalışmaları ile uyum göstermektedir.

Biodentine'nin %37 fosforik asitle pürüzlendirilmesinin yapısal ve kimyasal değişikliklere neden olduğu belirtilmiştir. Biodentine asitlendiği zaman daha düşük kalsiyum silikon oranı sergilemiş ve klorid tepe yüksekliğinde düşüş görülmüştür. Asitlenmiş Biodentine'in mikrosertliğinde azalma görülmesine karşın azalma miktarı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış ve asitleme işleminin Biodentine'in mikrosertliğini etkilemediği belirtilmiştir. Ayrıca asitle pürüzlendirmenin dentinden, materyal ara yüzeyine olan sızıntı üzerine etkisine bakıldığında hem asitli hem de asitlenmemiş Biodentine'de sızıntı görüldüğü ancak asitli Biodentine'de bu sızıntının daha belirgin olduğu belirtilmiştir [139].

Kayahan ve ark. [140], asitle pürüzlendirme işleminin Biodentine, ProRoot MTA, MTA Angelus ve CEM (Calcium Enriched Mixture)'in basınç dayanımı üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında; asit uygulamasının Biodentine ve ProRoot

MTA'nın basınç dayanımını etkilemediğini, MTA Angelus ve CEM'de ise anlamlı bir düşüşe neden olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da asitleme işlemi makaslama bağlanma dayanımı üzerinde herhangi bir anlamlı değişikliğe neden olmamıştır.

Literatürde universal adeziv sistemlerin kullanıldığı, Biodentine'in farklı zaman aralıklarında bekletilerek kompomere makaslama bağlanma dayanımının değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak bizim çalışmamıza benzer bir şekilde Hashem ve ark. [230] erken (0, 5, 20 dakika ve 24 saat) ve geç (2 hafta, 1, ve 6 ay) yaşlandırma yaparak kompozit rezinin Biodentine, CİS ve RMCİS'a, SBU adeziv sistemi SE ve ER modla kullanılarak mikromaksalama dayanımlarını ölçmüşlerdir. Sonuç olarak bizim çalışmamızla benzer şekilde, SBU adeziv sistemin SE ve ER şekilde uygulanmasının mikromakaslama bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık meydana getirmediğini belirtmişlerdir. Biodentine, CİS ve RMCİS'ın yaşlandırılmasının mikromakaslama bağlanma dayanımları üzerine etkisini karşılaştırdıklarında ise Biodentine'de geç yaşlandırma gruplarında erken yaşlandırma gruplarına göre mikromakaslama değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüş ve en yüksek mikromakaslama değerleri ortalaması 24 saatlik grupta elde edilmiştir; CİS ve RMCİS gruplarında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kopma tiplerinin incelenmesinde ise %68,82 oranında Biodentine, CİS ve RMCİS içerisinde koheziv tip kopmalar görüldüğünü belirtmişlerdir.

Çocuk Diş Hekimliği'nin birçok alanında kullanım endikasyonu bulunan Biodentine; geliştirilmiş fiziksel özellikleri, kısa sertleşme zamanı, kolay manüplasyonu ve iyi biyolojik özellikleriyle MTA için iyi bir alternatif materyal olarak kabul edilebilir [138]. Çalışmamızda elde ettiğimiz verilerin doğrultusunda Biodentine materyalinin üzerine yerleştirilecek kompomere restorasyonu için 24 saat beklemenin bağlanma dayanımı üzerine pozitif etki oluşturduğu ve bunun da yapılan restorasyonun uzun dönem başarısını artırmaya yardımcı olabileceği düşüncesindeyiz.

Yaptığımız araştırmada kullandığımız farklı universal adeziv sistemlerin farklı uygulama şekilleri sonrasında (SE ve ER) benzer bağlanma performansı göstermeleri bu adeziv sistemlerin güvenilirliğini işaret etmektedir [31]. Çalışmamızda universal adeziv sistemlerin SE ve ER uygulamaları ile benzer sonuçlar elde etmemiz, bağlanma performansından ödün verilmeden SE tekniğinin kullanılabileceğini; bunun işlem basamaklarını azaltarak, Çocuk Diş Hekimliği'nde özellikle kooperasyon zorluğu

çekilen hastalarda teknik hassasiyeti, uygulama süresini ve tükürükle kontaminasyon riskini azaltarak yardımcı olacağı kanaatindeyiz.

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

6. SONUÇLAR

Farklı sürelerde bekletilmiş Biodentine'in farklı adeziv sistemler kullanılarak kompomere olan makaslama bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. PB ve ABU-SE grupları dışındaki gruplarda, Biodentine'in 12 dakika bekletildiği örneklerde diğer bekletme sürelerine ait örneklerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük makaslama bağlanma değerleri elde edilmiştir.
2. Diğer bekletme süreleri (24 saat, 48 saat, 72 saat ve 96 saat) arasında makaslama bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
3. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımı performansları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.
4. SE ya da ER teknikle uygulamanın, universal adeziv sistemlerin Biodentine'in kompomere makaslama bağlanma dayanımları üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin bulunmadığı görülmüştür.
5. Kopma tipleri değerlendirildiğinde çalışmamızda en fazla görülen kopma tipi Biodentine içinde koheziv kopma tipi olmuştur.
6. 12 dakika ve 96 saat gruplarından rastgele seçilen kırılmış örnek yüzeylerinden yapılan SEM analizlerinde 12 dakika gruplarına ait kırık yüzeylerinin daha düzensiz ve pöröz yapıda olduğu; 96 saat gruplarına ait örneklerde ise yüzey yapısının daha düzenli ve pürüzsüz yapıda olduğu görülmüştür.
7. Stereomikroskop ve SEM görüntülerinde, 12 dakika gruplarında Biodentine içerisinde daha yüzeyel koheziv kırıklar gözlenirken; 96 saat gruplarında daha derin koheziv kırıklar görülmüştür.

KAYNAKLAR

- [1] Axelsson, P. (2000). Etiologic Factors Involved In Dental Caries, Diagnosis and Risk Prediction of Dental Caries. Quintessence Publishing Co, Illinois, 1-42.
- [2] Fejerskov, O., Nyvad, B., Kidd, E.A.M. (2003). Clinical and histologic manifestations of dental caries, Dental Caries: The Disease and its Clinical Management. Blackwell Munksgaard, Copenhagen, 71-97.
- [3] Clarkson, B.H. (1999). Introduction to cariology. *Dent Clin North Am*, **43**(4):569-78, v.
- [4] Fuks, A.B. (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dent Clin North Am*, **44**(3):571-96, vii.
- [5] Camp, J.H. (1984). Pulp therapy for primary and young permanent teeth. *Dent Clin North Am*, **28**(4):651-68.
- [6] Prakash, C., Chandra, S., Jaiswal, J. N. (1989). Formocresol and glutaraldehyde pulpotomies in primary teeth. *J Pedod*, **13**(4):314-22.
- [7] Alaçam, A. (2000). Pedodontide endodontik yaklaşımlar, Endodonti. Barış Yayınları, Ankara, 693-723.
- [8] Kidd, E.A.M., Joyston-Bechal, S. (1997). Diagnosis and its relevance to management, Essentials of Dental Caries. Oxford University Press, 44-65.
- [9] Tziafas, D., Belibasakis, G., Veis, A., Papadimitriou, S. (2001). Dentin regeneration in vital pulp therapy: design principles. *Adv Dent Res*, **15**96-100.
- [10] Tziafas, D., Smith, A. J., Lesot, H. (2000). Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *J Dent*, **28**(2):77-92.
- [11] Kopel, H.M. (1992). Considerations for the direct pulp capping procedure in primary teeth: a review of the literature. *ASDC J Dent Child*, **59**(2):141-9.
- [12] Stanley, H.R. (1989). Pulp capping: conserving the dental pulp--can it be done? Is it worth it? *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **68**(5):628-39.
- [13] Kopel, H.M. (1997). The pulp capping procedure in primary teeth "revisited". *ASDC J Dent Child*, **64**(5):327-33.
- [14] Aeinehchi, M., Eslami, B., Ghanbariha, M., Saffar, A.S. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. *Int Endod J*, **36**(3):225-31.
- [15] Aminoshariae, A., Hartwell, G.R., Moon, P.C. (2003). Placement of mineral trioxide aggregate using two different techniques. *J Endod*, **29**(10):679-82.
- [16] Nair, P.N., Duncan, H.F., Pitt Ford, T.R., Luder, H.U. (2008). Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. *Int Endod J*, **41**(2):128-50.
- [17] Oliveira, T.M., Moretti, A.B., Sakai, V.T., Lourenco Neto, N., Santos, C.F., Machado, M.A., Abdo, R.C. (2013). Clinical, radiographic and histologic analysis of the effects of pulp capping materials used in pulpotomies of human primary teeth. *Eur Arch Paediatr Dent*, **14**(2):65-71.
- [18] Antunes Bortoluzzi, E., Juarez Broon, N., Antonio Hungaro Duarte, M., de Oliveira Demarchi, A.C., Monteiro Bramante, C. (2006). The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod*, **32**(12):1194-7.
- [19] Dammaschke, T. (2011). A new bioactive cement for direct pulp capping. *International Dentistry- African Edition*, **2**(2):64-9.
- [20] Priyalakshmi, S., Ranjan, M. (2014). Review on Biodentine-A Bioactive Dentin Substitute. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, **13**(1):13-7.

- [21] Laurent, P., Camps, J., De Meo, M., Dejou, J., About, I. (2008). Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dent Mater*, **24**(11):1486-94.
- [22] Laurent, P., Camps, J., About, I. (2012). Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *Int Endod J*, **45**(5):439-48.
- [23] Tran, X.V., Gorin, C., Willig, C., Baroukh, B., Pellat, B., Decup, F., Opsahl Vital, S., Chaussain, C., Boukpepsi, T. (2012). Effect of a calcium-silicate-based restorative cement on pulp repair. *J Dent Res*, **91**(12):1166-71.
- [24] Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., Kaczmarek, W., Buczkowska-Radlinska, J. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **39**(6):743-7.
- [25] Tunc, E.S., Sonmez, I.S., Bayrak, S., Egilmez, T. (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod*, **34**(5):603-5.
- [26] Oskoe, S.S., Kimyai, S., Bahari, M., Motahari, P., Eghbal, M.J., Asgary, S. (2011). Comparison of shear bond strength of calcium-enriched mixture cement and mineral trioxide aggregate to composite resin. *J Contemp Dent Pract*, **12**(6):457-62.
- [27] Leinfelder, K.F. (2001). Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am*, **45**(1):1-6.
- [28] de Goes, M.F., Shinohara, M.S., Freitas, M.S. (2014). Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *J Adhes Dent*, **16**(3):243-50.
- [29] 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. *J Dent*, **40**(6):475-84.
- [30] Munoz, M.A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A.L., Reis, A., Loguercio, A.D., Bombarda, N.H., Perdigao, J. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent*, **42**(5):595-602.
- [31] Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, **42**(7):800-7.
- [32] Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosa, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D.H., Tay, F., Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent*, **42**(5):603-12.
- [33] McDonald, R.E., Avery, D.R., Dean, J.A. (2000). Treatment of deep caries, vital pulp exposure and pulpless teeth, *Dentistry for the Child and Adolescent*. St. Louis: Mosby Inc., 388-412.
- [34] Ranly, D.M., Garcia-Godoy, F. (2000). Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *J Dent*, **28**(3):153-61.
- [35] Çalışkan, M.K. (2006). Dentin Hastalıklarının Pulpaya Etkisi ve Vital Endodontik Tedaviler, *Endodontide Tanı ve Tedaviler*. Nobel Tıp Kitabevleri, 31-81.
- [36] Rodd, H.D., Waterhouse, P.J., Fuks, A.B., Fayle, S.A., Moffat, M.A., British Society of Paediatric, D. (2006). Pulp therapy for primary molars. *Int J Paediatr Dent*, **16 Suppl** 115-23.

- [37] Fuks, A.B. (1999). Pulp therapy for the primary dentition, *Pediatric Dentistry: Infancy through adolescence*. W. B. Saunders Company, Philadelphia, 341-55.
- [38] Guideline on Pulp Therapy for Primary and Young Permanent Teeth (2004). *Pediatr Dent.*, 115-9.
- [39] Curzon, M.E.J., Kennedy, J.F. (1996). Principles of pulp therapy, *Kennedy's Pediatric Operative Dentistry*. Butterworth-Heinemann Ltd, 143-148.
- [40] Bjorndal, L., Kidd, E. A. (2005). The treatment of deep dentine caries lesions. *Dent Update*, **32**(7):402-4, 407-10, 413.
- [41] Maltz, M., de Oliveira, E.F., Fontanella, V., Bianchi, R. (2002). A clinical, microbiologic, and radiographic study of deep caries lesions after incomplete caries removal. *Quintessence Int*, **33**(2):151-9.
- [42] Carvalho, R., Yoshiyama, M., Tay, F., Pashley, D. (2001). Interactions between resin components and the dentin-pulp complex, *Kuraray Medical Inc; Adhesive Dentistry Forum*.
- [43] Bjorndal, L., Larsen, T., Thylstrup, A. (1997). A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries Res*, **31**(6):411-7.
- [44] Bjorndal, L., Larsen, T. (2000). Changes in the cultivable flora in deep carious lesions following a stepwise excavation procedure. *Caries Res*, **34**(6):502-8.
- [45] Al-Zayer, M.A., Straffon, L.H., Feigal, R.J., Welch, K.B. (2003). Indirect pulp treatment of primary posterior teeth: a retrospective study. *Pediatr Dent*, **25**(1):29-36.
- [46] Mathewson, R.J., Primosch, R.E. (1995). Pulp treatment, *Fundamentals of Pediatric Dentistry*. Quintessence Publishing Co., 257-84.
- [47] Whitworth, J.M., Nunn, J.H. (2001). Paediatric endodontics, *Paediatric Dentistry*. Oxford University Press, 139-69.
- [48] Andlaw, R.J., Rock, W.P. (1996). Pulp treatment of primary teeth, *A manual of Paediatric dentistry*. New York, Churchill Livingstone, 107-19.
- [49] Levine, N., Torneck, C.D. (1988). Pulpal therapy in primary and young permanent teeth, *Pediatric Dentistry: Total Patient Care*. Philadelphia: Lea & Febiger, 298-312.
- [50] Troutman, K.C., Reisbick, M.H., Berson, R.B. (1982). Pulp therapy *Pediatric Dentistry: Scientific foundations and clinical practice* St Louis: The C.V. Mosby Company, 908-41.
- [51] Al-Hiyasat, A.S., Barrieshi-Nusair, K. M., Al-Omari, M. A. (2006). The radiographic outcomes of direct pulp-capping procedures performed by dental students: a retrospective study. *J Am Dent Assoc*, **137**(12):1699-705.
- [52] Raslan, N., Wetzel, W.E. (2006). Exposed human pulp caused by trauma and/or caries in primary dentition: a histological evaluation. *Dent Traumatol*, **22**(3):145-53.
- [53] Christensen, G.J. (1998). Pulp capping 1998. *J Am Dent Assoc*, **129**(9):1297-9.
- [54] Stockton, L.W. (1999). Vital pulp capping: a worthwhile procedure. *J Can Dent Assoc*, **65**(6):328-31.
- [55] Mjör, I.A. (2002). Dentin Biology in Restorative Dentistry, *Book Dentin Biology in Restorative Dentistry*, Quintessence Publishing, Chicago Co, Inc. , 125-47.
- [56] Murray, P.E., Hafez, A.A., Smith, A.J., Cox, C.F. (2002). Bacterial microleakage and pulp inflammation associated with various restorative materials. *Dent Mater*, **18**(6):470-8.

- [57] Camp, J.H., Fuks, A.B. . (2006). Pediatric endodontics: Endodontic treatment for the primary and young permanent dentition, Pathways of the pulp. Mosby Elseiver, 822-53.
- [58] Fuks, A. (2008). Süt dişlenmede pulpa tedavisi, Bebeklikten ergenliğe çocuk diş hekimliği Atlas Kitapçılık, 375-93.
- [59] Tagger, E., Tagger, M. (2002). Endodontic treatment of primary teeth, Essential Endodontology-Prevention and treatment of apical periodontitis. Blackwell Pub., 308-30.
- [60] Fuks, A.B. (2005). Pulp therapy for the Primary Dentition., Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence. Philadelphia: Saunders
- [61] Ranly, D.M. (1994). Pulpotomy therapy in primary teeth: new modalities for old rationales. *Pediatr Dent*, **16**(6):403-9.
- [62] Srinivasan, V., Patchett, C.L., Waterhouse, P.J. (2006). Is there life after Buckley's Formocresol? Part I -- a narrative review of alternative interventions and materials. *Int J Paediatr Dent*, **16**(2):117-27.
- [63] Fuks, A.B. (2002). Current concepts in vital primary pulp therapy. *Eur J Paediatr Dent*, **3**(3):115-20.
- [64] Percinoto, C., de Castro, A.M., Pinto, L.M. (2006). Clinical and radiographic evaluation of pulpotomies employing calcium hydroxide and trioxide mineral aggregate. *Gen Dent*, **54**(4):258-61.
- [65] Ketley, C.E., Goodman, J. R. (1991). Formocresol toxicity: is there a suitable alternative for pulpotomy of primary molars? *Int J Paediatr Dent*, **1**(2):67-72.
- [66] Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, M.J., Brink, F. (2005). Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **31**(2):101-3.
- [67] Fava, L.R., Saunders, W.P. (1999). Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int Endod J*, **32**(4):257-82.
- [68] Mohammadi, Z., Dummer, P.M. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *Int Endod J*, **44**(8):697-730.
- [69] Farhad, A., Mohammadi, Z. (2005). Calcium hydroxide: a review. *Int Dent J*, **55**(5):293-301.
- [70] Gruythuysen, R.J., Weerheijm, K.L. (1997). Calcium hydroxide pulpotomy with a light-cured cavity-sealing material after two years. *ASDC J Dent Child*, **64**(4):251-3.
- [71] Rehman, K., Saunders, W.P., Foye, R.H., Sharkey, S.W. (1996). Calcium ion diffusion from calcium hydroxide-containing materials in endodontically-treated teeth: an in vitro study. *Int Endod J*, **29**(4):271-9.
- [72] Siqueira, J.F., Jr. Lopes, H. P. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J*, **32**(5):361-9.
- [73] Stanley, H.R., Swerdlow, H., Buonocore, M.G. (1967). Pulp reactions to anterior restorative materials. *J Am Dent Assoc*, **75**(1):132-41.
- [74] Cox, C.F., Subay, R.K., Ostro, E., Suzuki, S., Suzuki, S.H. (1996). Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping. *Oper Dent*, **21**(1):4-11.
- [75] Cox C.F., B., G., Kopel, H.M., Ruby, J.D. (2002). Repair of pulpal injury by dental materials, Seltzer and Bender's Dental Pulp. Quintessence Publishing Co, 325-44.
- [76] Fernandes, A.M., Silva, G.A., Lopes, N., Jr., Napimoga, M.H., Benatti, B.B., Alves, J.B. (2008). Direct capping of human pulps with a dentin bonding system and calcium hydroxide: an immunohistochemical analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105**(3):385-90.

- [77] Alaçam, T. (2000). Dentin ve pulpa tedavileri., Endodonti.Ankara: Barış Yayınları,107-152.
- [78] Heide, S. (1991). The effect of pulp capping and pulpotomy on hard tissue bridges of contaminated pulps. *Int Endod J*, **24**(3):126-34.
- [79] Schroder, U. (1985). Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *J Dent Res*, **64 Spec No**541-8.
- [80] Heys, D.R., Fitzgerald, M., Heys, R.J.,Chiego, D.J., Jr. (1990). Healing of primate dental pulps capped with Teflon. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **69**(2):227-37.
- [81] Andelin, W.E., Shabahang, S., Wright, K.,Torabinejad, M. (2003). Identification of hard tissue after experimental pulp capping using dentin sialoprotein (DSP) as a marker. *J Endod*, **29**(10):646-50.
- [82] Cox, C.F., Bergenholtz, G., Fitzgerald, M., Heys, D.R., Heys, R.J., Avery, J.K.,Baker, J.A. (1982). Capping of the dental pulp mechanically exposed to the oral microflora -- a 5 week observation of wound healing in the monkey. *J Oral Pathol*, **11**(4):327-39.
- [83] Holland, R., de Souza, V., de Mello, W., Nery, M.J., Bernabe, P.F.,Otoboni Filho, J.A. (1979). Permeability of the hard tissue bridge formed after pulpotomy with calcium hydroxide: a histologic study. *J Am Dent Assoc*, **99**(3):472-5.
- [84] Asgary, S., Eghbal, M.J.,Parirokh, M. (2008). Sealing ability of a novel endodontic cement as a root-end filling material. *J Biomed Mater Res A*, **87**(3):706-9.
- [85] Ghasemi, N., Rahimi, S., Lotfi, M., Solaimanirad, J., Shahi, S., Shafaie, H., Salem Milani, A., Shakuie, S., Zand, V.,Abdolrahimi, M. (2014). Effect of Mineral Trioxide Aggregate, Calcium-Enriched Mixture Cement and Mineral Trioxide Aggregate with Disodium Hydrogen Phosphate on BMP-2 Production. *Iran Endod J*, **9**(3):220-4.
- [86] Islam, I., Chng, H.K.,Yap, A.U. (2006). Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod*, **32**(3):193-7.
- [87] Asgary, S., Shahabi, S., Jafarzadeh, T., Amini, S.,Kheirieh, S. (2008). The properties of a new endodontic material. *J Endod*, **34**(8):990-3.
- [88] Asgary, S., Eghbal, M.J., Parirokh, M.,Torabzadeh, H. (2006). Sealing ability of three commercial mineral trioxide aggregates and an experimental root-end filling material. *Iran Endod J*, **1**(3):101-5.
- [89] Garcia Lda, F., Chinelatti, M.A., Rossetto, H.L.,Pires-de-Souza Fde, C. (2014). Solubility and disintegration of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifying agents. *J Endod*, **40**(2):261-5.
- [90] Asgary, S., Eghbal, M.J., Parirokh, M., Ghanavati, F.,Rahimi, H. (2008). A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **106**(4):609-14.
- [91] Damas, B.A., Wheeler, M.A., Bringas, J.S.,Hoen, M.M. (2011). Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod*, **37**(3):372-5.
- [92] Koch, K. (2009). Bioceramic technology-a game changer in endodontic obturation. *NJAGD Wisdom*, **68**-11.

- [93] Mukhtar-Fayyad, D. (2011). Cytocompatibility of new bioceramic-based materials on human fibroblast cells (MRC-5). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **112**(6):e137-42.
- [94] De-Deus, G., Canabarro, A., Alves, G., Linhares, A., Senne, M.I., Granjeiro, J.M. (2009). Optimal cytocompatibility of a bioceramic nanoparticulate cement in primary human mesenchymal cells. *J Endod*, **35**(10):1387-90.
- [95] Park, J.W., Hong, S.H., Kim, J.H., Lee, S.J., Shin, S.J. (2010). X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **109**(1):155-8.
- [96] Hansen, S.W., Marshall, J.G., Sedgley, C.M. (2011). Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J Endod*, **37**(4):502-6.
- [97] Leal, F., De-Deus, G., Brandao, C., Luna, A.S., Fidel, S.R., Souza, E.M. (2011). Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and White MTA. *Int Endod J*, **44**(7):662-8.
- [98] Diadent. *DiaRoot® BioAggregate Root Canal Repair Material*. 2007; Available from: www.dident.com/Ads/DiaRoot_AD.pdf.
- [99] Suh, B., Cannon, M., Yin, R., Martin, D. , *Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. Patent A61K33/42*. 2008.
- [100] Qureshi, A., E, S., Nandakumar, Pratapkumar, Sambashivarao (2014). Recent advances in pulp capping materials: an overview. *J Clin Diagn Res*, **8**(1):316-21.
- [101] Hebling, J., Lessa, F.C., Nogueira, I., Carvalho, R.M., Costa, C.A. (2009). Cytotoxicity of resin-based light-cured liners. *Am J Dent*, **22**(3):137-42.
- [102] Gandolfi, M.G., Siboni, F., Prati, C. (2012). Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J*, **45**(6):571-9.
- [103] Cantekin, K. (2015). Bond strength of different restorative materials to light-curable mineral trioxide aggregate. *J Clin Pediatr Dent*, **39**(2):143-8.
- [104] Lee, S.J., Monsef, M., Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod*, **19**(11):541-4.
- [105] Torabinejad, M., Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod*, **25**(3):197-205.
- [106] Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part III: Clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod*, **36**(3):400-13.
- [107] Rao, A., Rao, A., Shenoy, R. (2009). Mineral trioxide aggregate--a review. *J Clin Pediatr Dent*, **34**(1):1-7.
- [108] Torabinejad, M., Hong, C.U., McDonald, F., Pitt Ford, T.R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod*, **21**(7):349-53.
- [109] Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod*, **36**(1):16-27.
- [110] Dammaschke, T., Gerth, H.U., Zuchner, H., Schafer, E. (2005). Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*, **21**(8):731-8.
- [111] Komabayashi, T., Spangberg, L.S. (2008). Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J Endod*, **34**(1):94-8.

- [112] Sluyk, S.R., Moon, P.C.,Hartwell, G.R. (1998). Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod*, **24**(11):768-71.
- [113] Schmitt, D., Lee, J.,Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatr Dent*, **23**(4):326-30.
- [114] Fridland, M.,Rosado, R. (2003). Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod*, **29**(12):814-7.
- [115] Islam, I., Chng, H.K.,Yap, A.U. (2006). X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J*, **39**(3):220-5.
- [116] Kogan, P., He, J., Glickman, G.N.,Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod*, **32**(6):569-72.
- [117] Pitt Ford, T.R. (1985). Pulpal response to a calcium hydroxide material for capping exposures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **59**(2):194-7.
- [118] Schwartz, R.S., Mauger, M., Clement, D.J.,Walker, W.A., 3rd (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc*, **130**(7):967-75.
- [119] Shah, P.M., Chong, B.S., Sidhu, S.K.,Ford, T.R. (1996). Radiopacity of potential root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **81**(4):476-9.
- [120] Fridland, M.,Rosado, R. (2005). MTA solubility: a long term study. *J Endod*, **31**(5):376-9.
- [121] Ford, T.R., Torabinejad, M., Abedi, H.R., Bakland, L.K.,Kariyawasam, S.P. (1996). Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc*, **127**(10):1491-4.
- [122] Tziafas, D., Pantelidou, O., Alvanou, A., Belibasakis, G.,Papadimitriou, S. (2002). The dentinogenic effect of mineral trioxide aggregate (MTA) in short-term capping experiments. *Int Endod J*, **35**(3):245-54.
- [123] Camilleri, J.,Pitt Ford, T.R. (2006). Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J*, **39**(10):747-54.
- [124] Agamy, H.A., Bakry, N.S., Mounir, M.M.,Avery, D.R. (2004). Comparison of mineral trioxide aggregate and formocresol as pulp-capping agents in pulpotomized primary teeth. *Pediatr Dent*, **26**(4):302-9.
- [125] Eidelman, E., Holan, G.,Fuks, A.B. (2001). Mineral trioxide aggregate vs. formocresol in pulpotomized primary molars: a preliminary report. *Pediatr Dent*, **23**(1):15-8.
- [126] Maroto, M., Barberia, E., Vera, V.,Garcia-Godoy, F. (2006). Dentin bridge formation after white mineral trioxide aggregate (white MTA) pulpotomies in primary molars. *Am J Dent*, **19**(2):75-9.
- [127] Farsi, N., Alamoudi, N., Balto, K.,Mushayt, A. (2005). Success of mineral trioxide aggregate in pulpotomized primary molars. *J Clin Pediatr Dent*, **29**(4):307-11.
- [128] Holan, G., Eidelman, E.,Fuks, A.B. (2005). Long-term evaluation of pulpotomy in primary molars using mineral trioxide aggregate or formocresol. *Pediatr Dent*, **27**(2):129-36.
- [129] Naik, S.,Hegde, A.H. (2005). Mineral trioxide aggregate as a pulpotomy agent in primary molars: an in vivo study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **23**(1):13-6.
- [130] Bogen, G., Chandler, N. (2012). Pulp preservation in immature permanent teeth, *Endod Topics*.131–52.

- [131] Biodentine Active Biosilicate Technology Scientific File, Septodont, Paris, France.
- [132] Camilleri, J., Sorrentino, F., Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*, **29**(5):580-93.
- [133] Camilleri, J., Kralj, P., Veber, M., Sinagra, E. (2012). Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *Int Endod J*, **45**(8):737-43.
- [134] Grech, L., Mallia, B., Camilleri, J. (2013). Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J*, **46**(7):632-41.
- [135] Camilleri, J., Grech, L., Galea, K., Keir, D., Fenech, M., Formosa, L., Damidot, D., Mallia, B. (2014). Porosity and root dentine to material interface assessment of calcium silicate-based root-end filling materials. *Clin Oral Investig*, **18**(5):1437-46.
- [136] Pradelle-Plasse, N., Tran, X.V., Colon, P. (2009). Physico chemical properties, Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. Oxford: Coxmoor Publishing Co, 184-94.
- [137] Grech, L., Mallia, B., Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dent Mater*, **29**(2):e20-8.
- [138] Malkondu, O., Karapinar Kazandag, M., Kazazoglu, E. (2014). A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *Biomed Res Int*, **2014**160951.
- [139] Camilleri, J. (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *J Dent*, **41**(7):600-10.
- [140] Kayahan, M.B., Nekoofar, M.H., McCann, A., Sunay, H., Kaptan, R.F., Meraji, N., Dummer, P.M. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *J Endod*, **39**(12):1646-8.
- [141] Rajasekharan, S., Martens, L.C., Cauwels, R.G., Verbeeck, R.M. (2014). Biodentine material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent*, **15**(3):147-58.
- [142] Odabas, M.E., Bani, M., Tirali, R.E. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to biodentine. *ScientificWorldJournal*, **2013**626103.
- [143] Raju, V.G., Venumbaka, N.R., Mungara, J., Vijayakumar, P., Rajendran, S., Elangovan, A. (2014). Comparative evaluation of shear bond strength and microleakage of tricalcium silicate-based restorative material and radioopaque posterior glass ionomer restorative cement in primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **32**(4):304-10.
- [144] Cantekin, K., Avci, S. (2014). Evaluation of shear bond strength of two resin-based composites and glass ionomer cement to pure tricalcium silicate-based cement (Biodentine(R)). *J Appl Oral Sci*, **22**(4):302-6.
- [145] Piconi, C., Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**(1):1-25.
- [146] Khan, S., Ramachandran, A., Deepalakshmi, M., Kumar, K.S. (2012). Evaluation of pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and a new root end filling material. *E J Dentistry*, **2**(2):166-9.

- [147] Raskin, A., Eschrich, G., Dejou, J., About, I. (2012). In vitro microleakage of Biodentine as a dentin substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *J Adhes Dent*, **14**(6):535-42.
- [148] Dr. Med. Dent. Markus Th. Firla., Direct pulp capping with bioactive dentine substitute.
- [149] Bhavana, V., Chaitanya, K.P., Gandhi, P., Patil, J., Dola, B., Reddy, R.B. (2015). Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *J Conserv Dent*, **18**(1):44-6.
- [150] Zhou, H.M., Shen, Y., Wang, Z.J., Li, L., Zheng, Y.F., Hakkinen, L., Haapasalo, M. (2013). In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*, **39**(4):478-83.
- [151] Perard, M., Tricot-Doleux, S., Pellen-Mussi, P., Meary, F., Perez, F. (2011). Evaluation of the cytotoxicity of pulp floor perforation filling materials by using in parallel 2d and 3d culture models. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol*, **50**(2):42-3.
- [152] About, I., Laurent, P., Tecles, O. (2010). Bioactivity of Biodentine a CA₃SiO₅-based Dentine Substitute. *Oral session. IADR Congress*.
- [153] Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar, Book Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kitapevi Ltd Sti, Ankara.
- [154] Nakabayashi, N., Pashley, D.H. (1998). Hybridization of Dental Hard Tissues. *Quintessence Publishing Co, Inc*.
- [155] Van Merbeck, B., Perdigo, J., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001). Enamel and dentin adhesion, Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach. Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois, 178-235.
- [156] Duke, E.S. (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am*, **37**(3):329-40.
- [157] Morin, D., DeLong, R., Douglas, W.H. (1984). Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res*, **63**(8):1075-8.
- [158] Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*, 119-144.
- [159] Kugel, G., Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*, **131 Suppl**20S-25S.
- [160] De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, **84**(2):118-32.
- [161] Swift, E.J., Jr. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent*, **24**(5):456-61.
- [162] Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, **16**(3):265-73.
- [163] Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N. (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, **3**(4):133-8.
- [164] Bouillaguet, S., Gysi, P., Wataha, J.C., Ciucchi, B., Cattani, M., Godin, C., Meyer, J.M. (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent*, **29**(1):55-61.
- [165] Gökalp, S., Ayvaz, E.S. (2002). Dental adezivler. *TDBD*, **7**110-4.
- [166] Atash, R., Vanden Abbeele, A. (2004). Sealing ability of new generation adhesive systems in primary teeth: an in vitro study. *Pediatr Dent*, **26**(4):322-8.

- [167] Perdigao, J. (2007). New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am*, **51**(2):333-57, viii.
- [168] Moszner, N., Salz, U., Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, **21**(10):895-910.
- [169] Strydom, C. (2004). Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ*, **59**(10):413, 415-7, 419.
- [170] Pashley, D.H., Tay, F.R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater*, **17**(5):430-44.
- [171] Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., Van Meerbeek, B. (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent*, **3**(3):237-45.
- [172] De Munck, J., Van Meerbeek, B., Satoshi, I., Vargas, M., Yoshida, Y., Armstrong, S., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2003). Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent*, **16**(6):414-20.
- [173] Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, **28**(3):215-35.
- [174] Christensen, G.J. (2002). Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc*, **133**(2):229-31.
- [175] Perdigao, J., Anauate-Netto, C., Carmo, A.R., Lewgoy, H.R., Cordeiro, H.J., Dutra-Correa, M., Castilhos, N., Amore, R. (2004). Influence of acid etching and enamel beveling on the 6-month clinical performance of a self-etch dentin adhesive. *Compend Contin Educ Dent*, **25**(1):33-4, 36-8, 40 passim; quiz 46-7.
- [176] Croll, T.P. (2000). Simplified resin-based composite sealant. *ASDC J Dent Child*, **67**(3):182-5.
- [177] Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M.F., Nakaoki, Y., Tagami, J. (2002). Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent*, **27**(4):403-9.
- [178] Pashley, D.H., Carvalho, R.M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, **25**(5):355-72.
- [179] Sano, H., Yoshikawa, T., Pereira, P.N., Kanemura, N., Morigami, M., Tagami, J., Pashley, D.H. (1999). Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res*, **78**(4):906-11.
- [180] Yoshida, K., Atsuta, M. (1999). Properties of fluoride-releasing light-activated resin cement. *Dent Mater*, **15**(5):337-41.
- [181] Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, **21**(9):864-81.
- [182] Eren, D., Bektaş, Ö. (2006). Dental Adezivler. *C.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **9**(1):63-7.
- [183] Chen, C., Niu, L.N., Xie, H., Zhang, Z.Y., Zhou, L.Q., Jiao, K., Chen, J.H., Pashley, D.H., Tay, F.R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *J Dent*, **43**(5):525-36.
- [184] Kearns, J.O., Barry, J.G., Fleming, G.J. (2014). Cuspal deflection and cervical microleakage scores to determine the adhesive potential of universal bonding systems. *J Dent*, **42**(8):970-6.

- [185] Luque-Martinez, I.V., Perdigao, J., Munoz, M.A., Sezinando, A., Reis, A., Loguercio, A.D. (2014). Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dent Mater*, **30**(10):1126-35.
- [186] Munoz, M.A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A.D., Bombarda, N.H. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, **41**(5):404-11.
- [187] Rosa, W.L., Piva, E., Silva, A.F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*, **43**(7):765-776.
- [188] Loguercio, A.D., Munoz, M.A., Luque-Martinez, I., Hass, V., Reis, A., Perdigao, J. (2015). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent*, **43**(9):1060-70.
- [189] Goracci, C., Rengo, C., Eusepi, L., Juloski, J., Vichi, A., Ferrari, M. (2013). Influence of selective enamel etching on the bonding effectiveness of a new "all-in-one" adhesive. *Am J Dent*, **26**(2):99-104.
- [190] Perdigao, J., Kose, C., Mena-Serrano, A.P., De Paula, E.A., Tay, L.Y., Reis, A., Loguercio, A.D. (2014). A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*, **39**(2):113-27.
- [191] Mena-Serrano, A., Kose, C., De Paula, E.A., Tay, L.Y., Reis, A., Loguercio, A.D., Perdigao, J. (2013). A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent*, **25**(1):55-69.
- [192] Garcia-Godoy, F. (2000). Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am*, **44**(3):541-70.
- [193] Burgess, J.O., Norling, B.K., Rawls, H.R., Ong, J.L. (1996). Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Contin Educ Dent*, **17**(8):731-2, 734 passim; quiz 748.
- [194] Meyer, J.M., Cattani-Lorente, M.A., Dupuis, V. (1998). Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, **19**(6):529-39.
- [195] Millar, B.J., Abiden, F., Nicholson, J.W. (1998). In vitro caries inhibition by polyacid-modified composite resins ('compomers'). *J Dent*, **26**(2):133-6.
- [196] Preston, A.J., Mair, L.H., Agalamanyi, E.A., Higham, S.M. (1999). Fluoride release from aesthetic dental materials. *J Oral Rehabil*, **26**(2):123-9.
- [197] Vermeersch, G., Leloup, G., Vreven, J. (2001). Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil*, **28**(1):26-32.
- [198] Jackson, R.D., Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*, **131**(3):375-83.
- [199] Onal, B., Pamir, T. (2005). The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *J Am Dent Assoc*, **136**(11):1547-55.
- [200] Attin, T., Buchalla, W., Hellwig, E. (1996). Influence of enamel conditioning on bond strength of resin-modified glass ionomer restorative materials and polyacid-modified composites. *J Prosthet Dent*, **76**(1):29-33.
- [201] Cortes, O., Garcia, C., Perez, L., Bravo, L.A. (1998). A comparison of the bond strength to enamel and dentin of two compomers: an in vitro study. *ASDC J Dent Child*, **65**(1):29-31.
- [202] Garcia-Godoy, F., Hosoya, Y. (1998). Bonding mechanism of Compoglass to dentin in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent*, **22**(3):217-20.

- [203] Turgut, M.D., Tekcicek, M.U., Attar, N., Sargon, M.F. (2001). Microleakage of two polyacid-modified resin composites under different conditioning methods in primary teeth. *ASDC J Dent Child*, **68**(5-6):311-5, 300.
- [204] Baghdadi, Z.D. (2003). Bond strengths of Dyract AP compomer material to dentin of permanent and primary molars: phosphoric acid versus non-rinse conditioner. *J Dent Child (Chic)*, **70**(2):145-52.
- [205] Lacy, A.M., Young, D.A. (1996). Modern concepts and materials for the pediatric dentist. *Pediatr Dent*, **18**(7):469-78.
- [206] Berg, J.H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatr Dent*, **20**(2):93-100.
- [207] Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*, **48**(1):3-16.
- [208] Hasegawa, T., Retief, D.H., Russell, C.M., Denys, F.R. (1995). Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *J Prosthet Dent*, **73**(5):432-8.
- [209] Wang, L., D'Alpino, P.H., Lopes, L.G., Pereira, J.C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, **11**(3):162-7.
- [210] Bek, G., Eligüzeloğlu, E., Arısu, H.D., Üçtaşlı, M.B., Ömürlü, H., Türköz, E. (2008). Akışkan Kompozit Rezinlerin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkileri. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, **25**1-6.
- [211] Shimada, Y., Tagami, J. (2003). Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent*, **28**(1):20-7.
- [212] Hara, A.T., Pimenta, L.A., Rodrigues, A.L., Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, **17**(2):165-9.
- [213] Cardoso, P.E., Braga, R.R., Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, **14**(6):394-8.
- [214] Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, **76**(6):1298-307.
- [215] Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*, **43**(5):492-8.
- [216] ISO, T., 11405:2003. Dental Materials Testing of Adhesion to Tooth Structure.
- [217] Behr, M., Rosentritt, M., Bettermann, K., Handel, G. (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med*, **17**(7):659-65.
- [218] Price, R.B., Hall, G.C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int*, **30**(2):122-34.
- [219] Ateyah, N., Akpata, E. (2000). Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Oper Dent*, **25**(3):216-22.
- [220] Ergün, G., Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *OMÜ Diş Hek Fak Derg*, (7):73-81.
- [221] Yanez, M.J., Barbosa, S.E. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*, **61**(5):463-8.
- [222] Della Bona, A., Anusavice, K.J., Hood, J.A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, **15**(3):248-53.

- [223] Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent*, **28**(5):647-60.
- [224] Bortoluzzi, E.A., Broon, N.J., Bramante, C.M., Felipe, W.T., Tanomaru Filho, M., Esberard, R.M. (2009). The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod*, **35**(4):550-4.
- [225] Shayegan, A., Jurysta, C., Atash, R., Petein, M., Abbeele, A.V. (2012). Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. *Pediatr Dent*, **34**(7):e202-8.
- [226] Laurent, P., Aubut, V., About, I. (2009). Development of a bioactive Ca₃SiO₅ based posterior restorative material (Biodentine™), Biocompatibility or cytotoxic effects of dental composites. Oxford: Coxmoor, 195-200.
- [227] Dawood, A.E., Manton, D.J., Parashos, P., Wong, R.H., Palamara, J.E., Stanton, D.P., Reynolds, E.C. (2014). The physical properties and ion release of CPP-ACP-modified calcium silicate-based cements. *Aust Dent J*.
- [228] Jang, Y.E., Lee, B.N., Koh, J.T., Park, Y.J., Joo, N.E., Chang, H.S., Hwang, I.N., Oh, W.M., Hwang, Y.C. (2014). Cytotoxicity and physical properties of tricalcium silicate-based endodontic materials. *Restor Dent Endod*, **39**(2):89-94.
- [229] Kaup, M., Dammann, C.H., Schafer, E., Dammaschke, T. (2015). Shear bond strength of Biodentine, ProRoot MTA, glass ionomer cement and composite resin on human dentine ex vivo. *Head Face Med*, **11**14.
- [230] Hashem, D.F., Foxton, R., Manoharan, A., Watson, T.F., Banerjee, A. (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dent Mater*, **30**(3):343-9.
- [231] Atabek, D., Sillelioglu, H., Olmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *J Endod*, **38**(9):1288-92.
- [232] Bachoo, I.K., Seymour, D., Brunton, P. (2013). A biocompatible and bioactive replacement for dentine: is this a reality? The properties and uses of a novel calcium-based cement. *Br Dent J*, **214**(2):E5.
- [233] Erickson, R.L., Glasspoole, E.A. (1994). Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent*, **6**(5):227-44.
- [234] el-Kalla, I.H., Garcia-Godoy, F. (1998). Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Paediatr Dent*, **8**(2):103-14.
- [235] Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C.A., Tay, F. (1999). The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*, **1**(4):299-309.
- [236] Perinka, L., Sano, H., Hosoda, H. (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*, **8**(4):229-33.
- [237] Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., Van Landuyt, K.L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, **27**(1):17-28.
- [238] Perdigao, J., Munoz, M.A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I.V., Staichak, R., Reis, A., Loguercio, A.D. (2014). Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent*, **39**(5):489-99.

- [239] Nikaido, T., Kunzelmann, K.H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C.F., Hickel, R., Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, **18**(3):269-75.
- [240] Moll, K., Fritzenschaft, A., Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, **35**(10):845-52.
- [241] Perdigao, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am*, **46**(2):277-301, vi.
- [242] Mason, P.N., Ferrari, M., Cagidiaco, M.C., Davidson, C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, **24**(3):217-22.
- [243] Kramer, N., Lohbauer, U., Frankenberger, R. (2007). Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. *Eur Arch Paediatr Dent*, **8**(1):29-35.
- [244] Marks, L.A., Faict, N., Welbury, R.R. (2010). Literature review: Restorations of class II cavities in the primary dentition with compomers. *Eur Arch Paediatr Dent*, **11**(3):109-14.
- [245] Sensi, L.G., Lopes, G.C., Monteiro, S., Jr., Baratieri, L.N., Vieira, L.C. (2005). Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent*, **30**(1):63-8.
- [246] Korkmaz, Y., Attar, N. (2007). Dentin bond strength of composites with self-etching adhesives using LED curing lights. *J Contemp Dent Pract*, **8**(5):34-42.
- [247] ISO, T., 11405:2003. Dental Materials Testing of Adhesion to Tooth Structure. .
- [248] Bayrak, S., Tunc, E. S., Saroglu, I., Egilmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dent Mater J*, **28**(1):62-7.
- [249] Silva e Souza, M.H., Jr., Carneiro, K.G., Lobato, M.F., Silva e Souza Pde, A., de Goes, M.F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*, **18**(3):207-14.
- [250] Pashley, E.L., Zhang, Y., Lockwood, P.E., Rueggeberg, F.A., Pashley, D.H. (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater*, **14**(1):6-10.
- [251] Duarte Pde, B., da Silva, E. M. (2007). Nanoleakage phenomenon on deproteinized human dentin. *J Appl Oral Sci*, **15**(4):285-91.
- [252] Platt, J.A., Almeida, J., Gonzalez-Cabezas, C., Rhodes, B., Moore, B.K. (2001). The effect of double adhesive application on the shear bond strength to dentin of compomers using three one-bottle adhesive systems. *Oper Dent*, **26**(3):313-7.
- [253] Erickson, R.L., Barkmeier, W. W., Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater*, **25**(11):1459-67.
- [254] Yoshida, Y., Yoshihara, K., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Okihara, T., Matsumoto, T., Minagi, S., Osaka, A., Van Landuyt, K., Van Meerbeek, B. (2012). HEMA inhibits interfacial nano-layering of the functional monomer MDP. *J Dent Res*, **91**(11):1060-5.
- [255] Pashley, D.H., Tay, F.R., Breschi, L., Tjaderhane, L., Carvalho, R.M., Carrilho, M., Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*, **27**(1):1-16.
- [256] Lee, I.S., Son, S.A., Hur, B., Kwon, Y.H., Park, J.K. (2013). The effect of additional etching and curing mechanism of composite resin on the dentin bond strength. *J Adv Prosthodont*, **5**(4):479-84.

- [257] Torii, Y., Itou, K., Nishitani, Y., Ishikawa, K., Suzuki, K. (2002). Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent*, **15**(5):305-8.
- [258] Van Landuyt, K.L., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2006). Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater*, **22**(6):533-44.
- [259] Erhardt, M.C., Osorio, E., Aguilera, F.S., Proenca, J.P., Osorio, R., Toledano, M. (2008). Influence of dentin acid-etching and NaOCl-treatment on bond strengths of self-etch adhesives. *Am J Dent*, **21**(1):44-8.
- [260] Taschner, M., Nato, F., Mazzoni, A., Frankenberger, R., Falconi, M., Petschelt, A., Breschi, L. (2012). Influence of preliminary etching on the stability of bonds created by one-step self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci*, **120**(3):239-48.
- [261] Ikeda, M., Kurokawa, H., Sunada, N., Tamura, Y., Takimoto, M., Murayama, R., Ando, S., Miyazaki, M. (2009). Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *J Oral Sci*, **51**(4):527-34.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Sedef AKSOY
Doğum Yeri ve Tarihi	Seyhan-1987
Medeni Hali	Evli
Yabancı dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
E-posta Adresi	sedefarslan@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Danışmentgazi Anadolu Lisesi, 2006
Lisans	Hacettepe Üniversitesi, 2011
Unvan	Araştırma Görevlisi 2012-

İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma Görevlisi 2012-
-------------------------	---------------------------