



**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**FARKLI DENTİN YÜZEYLERİNE UYGULANAN BULK FİLL  
RESTORASYONLARDA BAĞLANMA DAYANIMININ  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**İŞİK BAYIK SARAL**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. ESRA YILDIZ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DİŞ HASTALIKLARI TEDAVİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2018**

## DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Restoratif Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Işık SARAL tarafından Prof. Dr. Esra YILDIZ'ın danışmanlığında hazırlanan "Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan Bulk Fill Restorasyonlarda Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 27/06/2018 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

### Jüri Başkanı-Danışman

Prof. Dr. Esra YILDIZ

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

### Jüri

Prof. Dr. Sami BÜYÜKGÖKÇESU

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

### Jüri

Prof. Dr. Uğur ERDEMİR

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

### Jüri

Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

### Jüri

Doç. Dr. Haktan YURDAGÜVEN  
Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği  
Fakültesi. Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün saffhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Işık BAYIK SARAL



## ITHAF

Yaşama sevincim olan çocuklarım; kızım Işıl Gökçe SARAL ve oğlum Okan Gökcalp SARAL'a ithaf ediyorum



## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince değerli bilgilerini benimle paylaşarak tezimin tamamlanmasında büyük emeği olan, yalnızca bilgi birikimiyle değil aynı zamanda hayata bakışı ve kişiliğiyle de beni derinden etkileyerek ilgisini ve desteğini hissettiğim tez danışmanım çok değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Esra YILDIZ'** a,

Bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, samimi ilgisini ve sevgisini bizden hiç esirgemeyerek, sağlamış olduğu bilimsel çalışma ortamından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız çok değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Sami BÜYÜKGÖKÇESU'** ya,

Asistanlık sürem boyunca ve doktora çalışmamdaki süreçte, yardımlarını ve desteğini hep hissettiğim çok değerli hocamız sayın **Prof. Dr. Taner YÜCEL'e,**

Tez izleme komitemde bulunan İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Uğur ERDEMİR'e** ve Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU'** na, tez jüri komitemde bulunan Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Doç. Dr. Haktan YURDAGÜVEN'** e,

Bilimsel ve mesleki eğitimime katkılarından dolayı tüm **Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,**

Doktora eğitimim boyunca her an düşüncelerine başvurduğum **Dr. Günce SAYGI'**ya ve verdikleri destekten dolayı **A'dan Z'** ye tüm uzmanlık ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Doktora çalışmam boyunca hep yanımda olan; hayatta dürüst bir birey olmamı sağlayan, mücadeleci kişiliğiyle sevgi dolu babam **Hasan BAYIK'a,** beni sonsuz sevgisiyle sarıp sarmalayan, her koşulda yardımcı olan, yüreği benim için çarpan yalnız bana değil çocuklarıma da annelik yapan biricik annem **T.Filiz BAYIK'a,** her türlü desteklerini hep hissettiğim ikinci ailem **UYUKLU ailesi'nin** tüm fertlerine ve son olarak annesinin çalışmasına sabır göstererek tatillerinden fedakârlık yapan **canım çocuklarıma,**

şükran ve sevgilerimle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XİV
SEMBOLLER/KISALTMALAR LİSTESİ.....	XX
ÖZET.....	XXİİİ
ABSTRACT.....	XXİV
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Diş Sert Dokuları.....	5
2.1.1.Mine Dokusu .....	5
2.1.2.Dentin Dokusu.....	6
2.2.Diş Çürüğü.....	9
2.2.1.Dentin Çürüğü ve Tabakaları.....	9
2.2.1.1.Normal Dentin .....	10
2.2.1.2.Subtransparan Dentin.....	10
2.2.1.3.Transparan Dentin.....	10
2.2.1.4.Bulanık Dentin.....	11
2.2.1.5.Enfekte Dentin.....	11
2.3.Çürük Teşhis Yöntemleri.....	12
2.3.1.Geleneksel Muayene Yöntemleri.....	12
2.3.1.1.Gözle Muayene.....	12
2.3.1.2.Radyolojik Muayene.....	13
2.3.2.Güncel Çürük Teşhis Yöntemleri.....	14
2.3.2.1.Yeni Radyografik Metotlar.....	14
2.3.2.2.Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi (FOTI).....	15
2.3.2.3.Dijitalize Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi (DFOTI).....	15

2.3.2.4.Kantitatif Işık Floresansı (Quantitative Light Induced Fluorescence-QLF).....	16
2.3.2.5.Ultrason Yöntemi.....	16
2.3.2.6.Optik Koherens Tomografisi (Optical Coherence Tomography-OCT)...	17
2.3.2.7.Elektronik Çürük Monitörü (Electronic Caries Monitor-ECM).....	17
2.3.2.8.Elektriksel Empedans Spektroskopisi (Electrical Impedance Spectroscopy EES).....	19
2.3.2.9.Lazer Floresans Yöntemi (DIAGNOdent).....	19
2.4.Matriks Metalloproteinazlar(MMP).....	20
2.4.1.Matriks Metalloproteinazlar (MMP) ve Diş Çürüğü İlişkisi.....	24
2.4.2.Matriks Metalloproteinaz (MMP) İnhibitörleri.....	26
2.4.2.1.Klorheksidin (CHX).....	27
2.5.Dental Adezyon ve Diş Sert Dokularına Bağlanma.....	30
2.5.1.Dentin Adeziv Sistemler.....	33
2.5.1.1.Etch & Rinse Adeziv Sistemler.....	33
2.5.1.1.1. Üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemler.....	34
2.5.1.1.2. İki aşamalı etch & rinse adeziv sistemler.....	35
2.5.1.2.Self-Etch Adeziv Sistemler.....	36
2.5.1.3.Universal Adeziv Sistemler.....	40
2.6.Kompozit Reçineler.....	42
2.6.1.Bulk-fill Kompozitler.....	46
2.6.2.Kompozit Restorasyonların Sürekliliği.....	50
2.7.Restoratif Materyallerin Sürekliliğinin Değerlendirilmesinde Bağlanma Dayanım Testleri.....	52
2.7.1.Makro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	53
2.7.2.Makro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi.....	53
2.7.3.Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	54
2.7.4.Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi.....	54
2.7.5.Push-Out Test.....	56
2.8.Restoratif Materyallerin Klinik Performanslarının Değerlendirilmesinde Yaşlandırma Yöntemleri.....	56
2.8.1.Suda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi.....	57
2.8.2. Termal Siklus Uygulaması ile Yaşlandırma Yöntemi.....	58



2.8.3.Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi.....	59
2.8.4.NaOCI Solüsyonunda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi.....	60
2.8.5.pH Siklus ile Yaşlandırma Yöntemi.....	60
2.8.6.Enzim ile Yaşlandırma.....	60
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	61
3.1.Çalışmaya Dahil Edilecek Olan Dişlerin Toplanması ve Deneye Hazırlanması...	61
3.2.Dişlerin Çalışma Gruplarına Göre Sınıflandırılması.....	61
3.3.Dentin Örneklerinin Hazırlanması.....	64
3.4.Bulk-fill Restorasyonlarının Standardizasyonunun Sağlanması.....	65
3.5.Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	68
3.5.1.Sağlam Dentinde Optibond FL Uygulanan Grup: (SOKY 24saat; SOKY 6 ay).....	68
3.5.2.Sağlam Dentinde Klorheksidin ve Optibond FL Uygulanan Grup: ( SOKV 24 saat; SOKV 6 ay).....	68
3.5.3.Sağlam Dentinde Single Bond Universal Uygulanan Grup: (SUKY 24saat; SUKY 6 ay).....	70
3.5.4.Sağlam Dentinde Klorheksidin ve Single Bond Universal Uygulanan Grup: (SUKV 24 saat; SUKV 6 ay).....	70
3.5.5.Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibond FL Uygulanan Grup: (ÇOKY 24saat; ÇOKY 6 ay).....	71
3.5.6.Çürükten Etkilenmiş Dentinde Klorheksidin ve Optibond FL Uygulanan Grup: (ÇOKV 24 saat; ÇOKV 6 ay).....	71
3.5.7.Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal Uygulanan Grup: (ÇUKY 24saat;ÇUKY6ay).....	72
3.5.8.Çürükten Etkilenmiş Dentinde Klorheksidin ve Single Bond Universal Uygulanan Grup: (ÇUKV 24 saat; ÇUKV 6 ay).....	73
3.6.Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi İçin Dentin Çubuklarının Hazırlanması.....	76
3.7.Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi.....	79
3.8.Başarısızlık Tiplerinin Analizi.....	81
3.9.İstatistiksel Analiz.....	83
4.BULGULAR.....	84

4.1.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	85
4.2.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	86
4.3.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	88
4.4.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	90
4.5.24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerde Oluşan Kopma Tipleri.....	91
4.6.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 6 ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	95
4.7.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	96
4.8.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	98
4.9.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 6Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	99

4.10.6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklere Oluşan Kopma Tipleri.....	101
4.11.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 ay sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	104
4.12.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Ssonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	105
4.13.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	106
4.14.Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı.....	108
4.15.24 Saat ve 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklere Oluşan Kopma Tipleri.....	109
5.TARTIŞMA.....	112
KAYNAKLAR.....	162
HAM VERİLER.....	220
ETİK KURUL KARARI.....	236
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	237
ÖZGEÇMİŞ.....	238

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Matriks metalloproteinazların sınıflandırılması (Visse ve ark.2003).....	21
Tablo 2-2: Dentin dokusunda yer alan Matriks Metalloproteinazlar (Mazzoni ve ark. 2009).....	26
Tablo 2-3: MMP inhibitörleri (Perdigao ve ark. 2013).....	27
Tablo 2-4: Üç ve iki aşamalı etch & rinse sistemlerin avantaj ve dezavantajları (Van Meerbeek ve ark.1996).....	36
Tablo 2-5: Self-etch adezivlerin sınıflandırılması (De Munc ve ark. 2005).....	39
Tablo 2-6: Self-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları (Van Meerbeek ve ark. 2003).....	40
Tablo 2-7: Universal bağlayıcı sistemler (Alex 2015).....	41
Tablo 2-8: Kompozit reçinelerin yapısı (Peutzfeldt 1997).....	42
Tablo 2-9: Kompozit reçinelerin sınıflandırılması (Dayangaç 2000pp.21-38).....	45
Tablo 2-10: Üretici firmalarına ve içeriklerine göre bazı bulk-fill kompozitler .....	47
Tablo 2-11: Mikro-gerilim test yönteminin avantajları ve dezavantajları (Salz ve Bock 2010).....	55
Tablo 3-1: DIAGNOdent ölçümü referans değerleri.....	63
Tablo 3-2: Çalışmanın kullanılan cihazlar, aletler, sarf ve kimyasal malzemeler .....	67
Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve uygulama prosedürleri.....	74
Tablo 3-4: Çalışma dizaynı.....	75
Tablo 4-1: Tüm gruplar için mikro-gerilim bağlanma dayanım testi ortalama ve standart sapma değerleri.....	84
Tablo 4-2: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.....	86

Tablo 4-3: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.....	88
Tablo 4-4: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan Optibond FL ‘yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.....	89
Tablo 4-5: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan self etch modunda uygulanan Single Bond Universal’i takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.....	91
Tablo 4-6: 24 saat sonunda elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu oluşan kopma tipleri (n) ve dağılımının (%) tablo ile gösterilmesi.....	93
Tablo 4-7: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.....	96
Tablo 4-8: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.....	97
Tablo 4-9: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan Optibond FL’yi takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.....	99
Tablo 4-10: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal’i takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.....	100
Tablo 4-11: 6 ay sonunda elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu oluşan kopma tipleri (n) ve dağılımının (%) tablo ile gösterilmesi.....	102
Tablo 4-12: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL’yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonundaki sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	105

Tablo 4-13: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması...106	
Tablo 4-14: Klorheksidin Varlığında (+) Ve Yokluğunda (-) Self Etch Modunda Uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay Sonundaki sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.....107	
Tablo 4-15: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.....108	
Tablo 4-16: 24 Saat ve 6 Ay Sonunda Elde Edilen Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Sonucu Oluşan Kopma Tipleri (n) ve Dağılımının (%) Tablo ile Gösterilmesi.....110	

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: MMP'ler tarafından peptid bağların kırılmasıyla oluşan kollajen yıkımının şematik olarak gösterilmesi.....	24
Şekil 2-2: Klorheksidinin yapısal formülü (Gendron 1999).....	28
Şekil 2-3: Klorheksidin etki mekanizması Strobel ve Hellwik (2015).....	28
Şekil 3-1: Dişlerin DIAGNOdent ile ölçüm için hazırlanması .....	62
Şekil 3-2: A DIAGNOdent ölçüm cihazı .....	62
Şekil 3-2: B Kullanılan uç ( probe A).....	62
Şekil 3-3: A Sağlam dişlerin DIAGNOdent ile ölçümü .....	63
Şekil 3-3: B Çürük dişlerin DIAGNOdent ile ölçümü.....	63
Şekil 3-4: Dişin akrilik bloğa sirkolan mum ile sabitlenmesi.....	64
Şekil 3-5: A Isomet 1000 cihazında elmas bıçakla dişlerin okluzal minesinin kaldırılması.....	64
Şekil 3-5: B Isomet 1000 cihazında elmas bıçakla dişlerin okluzal minesinin kaldırılması.....	64
Şekil 3-6-1: A Okluzal minenin kaldırılması sonucu görülen mine adacıkları .....	65
Şekil 3-6-1: B Yüzeyin 600 grit silikon karbid kâğıt ile zımparalanması .....	65
Şekil 3-6-1: C Mine adacıkları temizlendikten sonra ortaya çıkan sağlıklı yüzeyel dentin.....	65
Şekil 3-6-2: A Okluzal minenin kaldırılmasından sonra görülen çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri.....	65
Şekil 3-6-2: B Yüzeyin 400 grit silikon karbid kâğıt ile zımparalanması.....	65
Şekil 3-6-2: C Zımparalandıktan sonra ortaya çıkan çürükten etkilenmiş dentin .....	65
Şekil 3-7: A-B Restorasyonların standardizasyonu için hazırlanan akrilik anahtar model.....	66
Şekil 3-8: A-B Restorasyonların standardizasyonu için oluşturulan silikon kalıp.....	66

Şekil 3-9: A-B-C: Standart bulk-fill restorasyon materyali için hazırlanan silikon kalıp.....	66
Şekil 3-10-1:A Yüzeylerin asitlenmesi.....	69
Şekil 3-10-1: B Yüzeylerin yıkanması.....	69
Şekil 3-10-2: A Yüzeyle primer uygulaması.....	69
Şekil 3-10-2: B Yüzeyle adeziv uygulaması.....	69
Şekil 3-10-3: A Silikon matriks içine bulk-fill yerleştirilmesi.....	70
Şekil 3-10-3: B Oluşturulan bulk-fill blok.....	70
Şekil 3-10-3: C 5 mm'lik restorasyon .....	70
Şekil 3-11: A Dişin akrilik kalıba yerleştirilmesi.....	76
Şekil 3-11: B 5 mm dentin yüksekliği kalacak şekilde dişin kök kısmının uzaklaştırılması .....	76
Şekil 3-12: 5 mm'si dentin 5 mm'si kompozit olan örnek diş.....	76
Şekil 3-13-1: A Isomet cihazında dişin sabitlenmesi.....	77
Şekil 3-13-1: B 1 mm'lik kesitlerin alınması.....	77
Şekil 3-13-2: A Dişin aksının 90° döndürülmesi.....	77
Şekil 3-13-2: B Dişin 1x1x1mm olarak kesilmesi.....	77
Şekil 3-13-3: 10 mm uzunlukta, 1 mm <sup>2</sup> kalınlıkta kesitler alınması.....	78
Şekil 3-13-4: A, B: Elde edilen dentin çubukları.....	78
Şekil 3-13-5: A Sağlam dentin çubuğu örnekleri.....	78
Şekil 3-13-5: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri.....	78
Şekil 3-13-6: A Çalışma dışı bırakılan sağlam dentin çubuğu örnekleri.....	78
Şekil 3-13-6: B Çalışma dışı bırakılan çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri.....	78
Şekil 3-14: A Distile suda bekletilen sağlam dentin çubuğu örnekleri.....	79
Şekil 3-14: B Distile suda bekletilen çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri.....	79



Şekil 3-15: A: Sağlam dentin çubuklarının siyonoakrilat yapıştırıcı ile sabitlenmesi...	79
Şekil 3-15: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarının siyonoakrilat yapıştırıcı ile sabitlenmesi.....	79
Şekil 3-16: A-B Dentin çubuklarına mikro-gerilim test cihazında kuvvet uygulanması	80
Şekil 3-17: Test esnasında ayrılan ve çalışma dışı bırakılan örnekler.....	80
Şekil 3-18: A-B Bağlanma yüzey alanının hesaplanması için örneklerin boyutlarının ölçülmesi.....	81
Şekil 3-19: Kopan örneklerin stereo mikroskop altında incelenmesi.....	81
Şekil 3-20: A Sağlam dentin çubuklarında adeziv/miks tip kopma.....	82
Şekil 3-20: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarında adeziv/miks tip kopma.....	82
Şekil 3-21: A Sağlam dentin çubuklarında dentinde koheziv tip kopma.....	82
Şekil 3-21: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarında dentinde koheziv tip kopma.....	82
Şekil 3-22: A Sağlam dentin örneklerinde kompozitte koheziv tip kopma.....	82
Şekil 3-22: B Çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde kompozitte koheziv tip kopma.....	82
Şekil 4-1: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	85
Şekil 4-2: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.....	87
Şekil 4-3: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL 'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	89
Şekil 4-4: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.....	90

Şekil 4-5-1: 24 saat sonunda saptanan kopma tipleri .....	92
Şekil 4-5-2: 24 saat sonunda saptanan kopma tipleri.....	92
Şekil 4-6-1: A Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında kompozitte koheziv kopma (24 Saat).....	94
Şekil 4-6-1: B Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında dentinde koheziv kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-6-1:C Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında adeziv/mixed kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-6-2: A Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında kompozitte koheziv kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-6-2: B Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında dentinde koheziv kopma.....	94
Şekil 4-6-2: C Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında adeziv/mixed kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-7-1: A Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında kompozitte koheziv kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-7-1: B Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında dentinde koheziv kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-7-1:C Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında adeziv/mixed kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-7-2: A Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında kompozitte koheziv kopma.....	94
Şekil 4-7-2: B Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında dentinde koheziv kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-7-2: C Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında adeziv/mixed kopma (24 saat).....	94
Şekil 4-8: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.....	95

Şekil 4-9: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	97
Şekil 4-10: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL ‘yi takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	98
Şekil 4-11: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal’i takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.....	100
Şekil 4-12-1: 6 ay sonunda saptanan kopma tipleri.....	101
Şekil 4-12-2: 6 ay sonunda saptanan kopma tipleri .....	101
Şekil 4-13-1: A Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında kompozitte koheziv kopma (6 Ay).....	103
Şekil 4-13-1: B Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında dentinde koheziv kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-13-1: C Sağlıklı dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında adeziv/mixed kopma (6 ay) .....	103
Şekil 4-13-2: A Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında kompozitte koheziv kopma(6 ay). .....	103
Şekil 4-13-2: B Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında dentinde koheziv kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-13-2: C Sağlıklı dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında adeziv/mixed kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-14-1: A Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında kompozitte koheziv kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-14-1: B Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında dentinde koheziv kopma (6 ay) .....	103
Şekil 4-14-1: C Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Optibond FL gruplarında adeziv/mixed kopma (6 ay) .....	103

Şekil 4-14-2: A Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında kompozitte koheziv kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-14-2: B Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında dentinde koheziv kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-14-2: C Çürükten Etkilenmiş dentin yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında adeziv/mixed kopma (6 ay).....	103
Şekil 4-15: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonundaki sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	104
Şekil 4-16: : Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları .....	107
Şekil 4-17: 24 Saat ve 6 Ay Sonrasında Saptanan Kopma Tipleri .....	111

## SEMBOLLER/KISALTMALAR LİSTESİ

~: Yaklaşık

μ: Mikron

μm: Mikrometre

10-MDP: 10-metakriloksidetil Dihidrojen Fosfat,

4-MET: 4- metakriloksietil trimellitik asit

4-META: 4- metakriloksietil Trimellitik Anhidrid

Bis-GMA: Bisfenol-A- Glisidil Metakrilat

°C: Santigrad Derece

CCD: Charge Coupled Device

Chloramin-T: Chloramin Trihydrate

CHX: Klorheksidin

cm: Santimetre

ÇOKV 24 Saat: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 24 Saatlik Grup

ÇOKV 6 Ay: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 6 Aylık Grup

ÇOKY 24 Saat: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 24 Saatlik Grup

ÇOKY 6 Ay: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 6 Aylık Grup

ÇUKV 24 Saat: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 24 Saatlik Grup

ÇUKV 6 Ay: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 6 Aylık Grup

ÇUKY 24 Saat: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 24 Saatlik Grup

ÇUKY 6 Ay: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Yokluğında Uygulandığı 6 Aylık Grup

DFOTI: Dijitalite Fiber Optic Trans Ilumanisyon

DIAGNOdent: Lazer Florans Yöntemi

dk: Dakika

ECM: Electronic Caries Monitor

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

EGCD: Epigallocatechin-3-gallate

EGDMA :Etilen glikol dimetakrilat

FOTI: Fiber Optic Trans Iluminasyon

GDMP: Gliserol Dimetakrilat Ester

HEMA: 2-hidroksietil Metakrilat

ISO: International Organization for Standardization

MDP: metakriloksidetilfosfat

MDPB: 12-metakriloloksidodesilpiridinyum Bromit

mm: Milimetre

mm<sup>2</sup>: Milimetrekaire

MMP: Matriks Metalloproteinaz

Mpa: Megapaskal (Newton/milimetrekaire)

MPTS: 3-metakrilosi Propil Trimetoksi Silan

n: Sayı

nm: Nanometre

OCT: Optical Coherence Tomography

p: İstatistiksel Anlamlılık Düzeyi

PENTA-P: Dipentaeritrolpentaakrilol Dihidrojen Fosfat

pH: Bir Çözeltinin Asitlik veya Alkalinitek derecesi

QLF: Quatitotrive Light Induced Flororescence

SEM: Taramalı elektron mikroskop

sn: Saniye

SOKV 24 Saat: Sağlıklı Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 24 Saatlik Grup

SOKV 6 Ay: Sağlıklı Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 6 Aylık Grup

SOKY 24 Saat: Sağlıklı Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 24 Saatlik Grup

SOKY 6 Ay: Sağlıklı Dentinde Optibont FL'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 6 Aylık Grup

SUKV 24 Saat: Sağlıklı Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 24 Saatlik Grup

SUKV 6 Ay: Sağlıklı Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Varlığında Uygulandığı 6 Aylık Grup

SUKY 24 Saat: Sağlıklı Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 24 Saatlik Grup

SUKY 6 Ay: Sağlıklı Dentinde Single Bond Universal'in Klorheksidin Yokluğunda Uygulandığı 6 Aylık Grup

TACT: Tuned Aperture Computed Tomapgraphy

TEGDMA: Trietilen Glikoldimetakrilat

TEM: Geçirmeli Elektron Mikroskop

TIMPs: Matriks Metalloproteinaz Doku İnhibitörleri

UDMA: Uretan Dimetakrilat

VCP: Vitrebond kopolimer

## ÖZET

SARAL BAYIK I.: Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan bulk-fill Restorasyonlarda Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. İstanbul. 2018.

Çalışmamızın amacı, Matriks Metalloproteinaz inhibitörü olan %2 klorheksidin uygulaması varlığı ve yokluğunda farklı adeziv bağlayıcılarla yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonrasında sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine (CAD) mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı değerlerini in vitro olarak incelemektir. DIAGNOdent ile ölçümleri yapılmış 160 adet çürüklü/çürüksüz molar dişin kuronal orta 1/3'lerine farklı adeziv sistemler (Etch & rinse/Optibond FL, Self-etch/Single Bond Universal) klorheksidin varlığı ve yokluğunda üretici firma talimatlarına göre uygulanarak Sonic-fill bulk-fill ile restore edilmişler ve 24 saat ile 6 aylık süreçlerdeki mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri kıyaslamalı olarak toplam 16 grupta değerlendirilmiştir. Örneklerde oluşan kopma tipleri stereomikroskop ile incelenmiş, analizlerde 2007 NCSS, Mann Whitney U ve süre karşılaştırmalarında Wilcoxon Signed Ranks Test kullanılmıştır. Sağlıklı dentin yüzeylerinde en yüksek başlangıç  $\mu$ GBs değerleri Optibond FL ile elde edilmiştir ( $p<0,01$ ). Bütün adeziv sistemlerin CAD dokularındaki değerlerinde azalma saptanmıştır ( $p<0,01$ ). Klorheksidin, etch & rinse adeziv sistemin sağlıklı dentine olan başlangıç bağlanma değerlerini azaltırken ( $p<0,01$ ), uzun dönemde bağlanma değerlerinde anlamlı bir artışa neden olmuştur ( $p<0,01$ ). Sağlıklı dentin yüzeyinde uygulanan self-etch adezivde klorheksidinle 6 ay sonrasında bağlanma değerlerindeki azalmanın anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p>0,05$ ). 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin yokluğunda OptibondFL adezivi takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonlarda en az oranda adeziv/mixed tip; en fazla oranda kompozitte koheziv kopmalar saptanmıştır. Buna karşın, CAD örneklerinde daha yüksek orandaki dentindeki koheziv kopmalar, bu dokunun kendine ait yapısal özellikleriyle örtüşmektedir. Bulgular, etch & rinse adezisinde zamanla oluşan bağlanma dayanımlarındaki kayıpların klorheksidin ile azaltılabileceğini ve çürüklü doku söz konusu olduğunda self-etch adezivlerle zamana bağlı degradasyonda daha stabil değerlere ulaşılabilirdiğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Adeziv sistem, Klorheksidin, Matriks Metalloproteinaz, Çürükten Etkilenmiş Dentin, Mikro-gerilim Bağlanma Dayanımı Testi.



## ABSTRACT

SARAL BAYIK I : Evaluation of the microtensile bond strength by using bulk-fill restorations on different dentin surfaces. İstanbul University Institute of Health Science, Department of Restorative Dentistry. Postgraduate Thesis, İstanbul. 2018.

The aim of study was in vitro evaluation immediate and six- month microtensile bond strength ( $\mu$ TBS) of different adhesive systems by using bulk-fill restorations on different dentin surfaces (sound/Caries affected dentin) with or without 2% chlorhexidine (CHX) treatment. Identifying sound and caries-affected dentin(CAD) by DIAGNOdent, dentin discs were maintained by using human molar teeth. The middle 1/3 of the occlusal crown was removed, than flat surfaces bonded with adhesive system (Etch & rinse/Optibond FL, self-etch/Single Bond Universal) pretreated or untreated with CHX according to the manufacturer instructions then restored with Sonic-fill bulk-fill Composite (immediately/6 month after storage). After immediately and 6 month storage subjected to microtensile test in a universal testing machine. Failure analysis determined by stereomicroscope and data analyzed by 2007 NCSS, Mann Whitney U and Wilcoxon Signed Ranks Test. Optibond FL showed highest  $\mu$ TBS at 24-hour storage time ( $p<0.01$ ). Chlorhexidine reduces  $\mu$ TBS of etch & rinse adhesive immediately, increases obtained at 6 month storage ( $p<0.01$ ). Decrease in  $\mu$ TBS upon aging of the self-etch by chlorhexidine treatment wasn't significant on sound dentin ( $p>0.05$ ). CAD contributed negatively to bond strength for adhesive systems ( $p<0.01$ ). Chlorhexidine will prevent bond strength loss in long-term especially for etch & rinse systems; mild self-etch adhesives seem to be more resistant to water degradation for the CAD tissues. After 24 hours, the bulk-fill restorations performed by OptibondFL adhesive without CHX on sound dentin samples showed minimum adhesive / mixed but much composite cohesive failures, while higher cohesive failures within dentin in CAD specimens.

Key Words: Adhesive system, Chlorhexidine, Matrix Metalloproteinase, Caries Affected Dentin, Microtensile Bond Strength Test.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliği uygulamalarında sağlıklı dokunun mümkün olduğunca korunmasının amaçlandığı bu nedenle de preparasyonların minimum doku kaybıyla gerçekleştirilmesinin hedeflendiği minimal invaziv yaklaşım her geçen gün daha fazla önem kazanmaktadır.

1955’de Buonocore’un %85’lik ortofosforik asitle mineyi mikromekanik bağlantı için pürüzlendirmesi ve polimer yapılı adezivlerin dişhekimliğinde kullanılmaya başlanması Black ile 1900’lerin başından başlayıp 1970’ li yıllara değin «operatif işlemler sırasında hastalıklı dokunun yanısıra sağlıklı dokularında uzaklaştırılması» şeklinde olan diş çürüğü tedavisi yaklaşımın değişerek minimal invaziv diş hekimliğine geçişin ve adeziv dişhekimliğinin başlangıcını oluşturmuştur (Degrange ve Roulet 1997). Sağlıklı diş dokularının uzaklaştırılmadığı, adezyon prensiplerinden yararlanılarak adeziv sistemlerin ve reçine materyallerin kullanımı ile restorasyonların gerçekleştirildiği bu modern yaklaşımda (Frencken ve ark. 2012) mine ile reçine arasında sağlanan optimal bağlantının, uzun dönemde organik içeriği daha fazla olan dentin dokusu ve reçine arasında sağlanamamasına bağlı gelişen problemler araştırmacıların dikkatinin bu alana yoğunlaşmasına neden olarak; dentin-reçine ara yüzeyinde optimal bağlanmaya imkan sağlayacak ve günümüzde adezyon stratejilerine göre de etch & rinse, self-etch ve universal adeziv sistemler olarak sınıflandırılan dentin adezivlerin geliştirilmesine imkan yaratmıştır (Van Meerbeek ve ark. 2003; Frankenberger ve ark. 2005).

Klinik performansı yüksek restorasyonların gerçekleştirilmesinde, kullanılan materyallerin diş sert dokularına optimal bağlanmaları önemli bir kriterdir. Dentin dokusuyla olan bağlanmanın etkinliği söz konusu olduğunda sadece uygulanacak adeziv sistem değil aynı zamanda adeziv reçinenin uygulanacağı dentin yüzeyinin özellikleri de dikkate alınmalıdır (Nakajima ve ark.1995; Pashley ve ark.1995).

Literatürde, sağlam dentin üzerinde gerçekleştirilen pekçok bağlanma dayanımı çalışması yer almakta ise de gerçekte restoratif işlemler sıklıkla farklı derinlikteki dentin bölgelerinde bulunan çürük lezyonların tedavisi için yapılmakta ve adezivin bağlandığı doku da genellikle çürükten etkilenmiş dentin dokusu olmaktadır. Elektron mikroskop

çalışmalarıyla çürükten etkilenmiş dentinde sağlıklı dentine kıyasla smear tabakası kalınlığının neredeyse iki katı olduğu (Nakajima 1999), korunmasız kollajen fibrillerin çok daha fazla oranda bulunduğu bu nedenle de ideal bir hibrit tabaka oluşumunun izlenmediği ve reçine monomerlerinin dentin kanallarına tamamen nüfuz etmesinin güçleştiği bildirilmiş (Haj-Ali 2006; Wang 2007); bunun da asitlere karşı daha dirençli olan kalın smear tabakasından kaynaklandığı ifade edilmiştir (Fusayama 1991; Nakajima 2000; Yoshiyama 2002). Tüm bu nedenlerle sıklıkla dişhekimlerinin uygulamaları sırasında üzerinde çalıştıkları çürükten etkilenmiş dentin dokusundaki bağlanma dayanımı değerlerinin sağlıklı dentin dokusunda saptanan değerlerden çok daha farklı olabileceği ve adezyonun etkilenebileceği unutulmamalıdır (Arrais ve ark. 2004).

Günümüzde kullanılan adeziv sistemlerle çürükten etkilenmiş dentine kompozit reçinenin bağlanması kabul edilebilir bağlanma kuvvetleri ile sağlanabilmektedir (Nakajima 2000; Yoshiyama 2003). Etch & rinse adeziv sistemlerdeki asit uygulaması ve self-etch adeziv sistemlerdeki asidik monomer; dentindeki kollajen ağı açığa çıkarıp, asit uygulanmış demineralize dentin yüzeyine reçine monomer penetrasyonunun tam olarak gerçekleşmesini engelleyerek hibrit tabakanın tabanında ve kollajenler arasındaki interfibriler alanda boşluklara neden olmaktadır. Bunun sonucunda, adeziv reçinenin hibrit tabakanın tabanına tam olarak infiltrasyonu sağlanamamakta (Mazzoni 2006; Nishitani 2006; Breschi 2010), açığa çıkmış ve kapsüle olmamış kollajen fibriller, matriks metaloproteinazlar (MMP) gibi kollajenolitik konak kaynaklı enzimlerden kaynaklanan proteolitik yıkıma duyarlı hale gelmektedir (Strobel 2015). Çinko ve kalsiyuma bağlı olarak odontoblastlar tarafından üretilen ve mineralize dentin matriksi içeriğinde inaktif halde hapsolmuş bulunan MMP'ler (Tjäderhane. 2012; Mazzoni. 2006; Chaussain-Miller. 2006; Ribeiro. 2007), dentinin asitlenmesi yada dentine asidik adeziv monomerin uygulanması ile oluşan pH dengesi değişimi ve asidik dalgalanmalarla aktive olduklarında; kolajenolitik aktivitenin artmasına, demineralize dentinin organik içeriğinin hidrolize olmasına, hibrit tabaka degradasyonuna, bağlanma dayanımlarının azalmasına ve sonuç olarak kompozit reçine restorasyonlarının sürekliliğinin olumsuz yönde etkilenmesine neden olurlar (Breschi 2010; Tjäderhane 2012; Carrilho 2007; De Munck 2003; Pashley 2004; Mazzoni 2006; Chaussain-Miller 2006; Zheng 2015). Ağız-diş sağlığının korunmasında sıklıkla kullanılan katyonik,

antibakteriyel ve antiseptik bir ajan olan klorheksidin diglukonat (CHX), MMP'lerin kolajenolitik aktivitesinin engellenmesinde spesifik bir inhibitör olarak da kullanılmaktadır (Ribeiro 2007; Carrilho 2007b; Strobel 2015; Zheng 2015). Antimikrobiyal özelliklerinin yanısıra, klorheksidin %0,2'lik ve %2'lik konsantrasyonlardaki kullanımı ile kollajen yıkımı önlenerek hibrit tabakanın bütünlüğü korunmakta, adeziv ve dentin yüzeyi arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin artırılabilmesi mümkün olmaktadır (Carrilho 2007a; Pashley 2004; Moon 2010). Dentin yüzeyine klorheksidin uygulaması ile adeziv-dentin bağlanma yüzeyinin stabilitesinin daha uzun süre korunabildiği (Pashley 2004), self etch adeziv uygulamasında ve asitleme işlemi uygulanmış dentin yüzeylerine etch & rinse adezivin uygulanmasından önce yapılan klorheksidin uygulamasının bağlanma dayanımı değerlerine katkıda bulunarak bağlanmayı artırabildiği bildirilmiştir (Carrilho 2007a; Pashley 2004; Zheng 2014).

Kompozit reçinelerde polimerizasyon büzülmesinin ve ona bağlı gelişebilecek sorunların en aza indirilebilmesi için materyalin tabakalama tekniğiyle yerleştirilmesinin; tabakalar arasında porozite kalmasına neden olabileceği (Coli ve Brannstrom 1993; Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005; Campos ve ark. 2014) gibi tabakalar arasında bağlanma başarısızlıklarına, materyalin yerleştirilmesi sırasında birtakım zorlukların yaşanmasına ve her tabakayı yerleştirip polimerize etmenin fazla zaman gerektirebileceğine dikkat çekilmektedir (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005). Bu nedenlerden dolayı son yıllarda 4-5 mm'lik tek bir kütle halinde kaviteye yerleştirilebilen bulk-fill kompozit reçinelerin yaygın kullanımı gündeme gelmiş (Ilie ve Hickel 2011; Furness ve ark. 2014) ve materyalin kavite içerisinde 4-5 mm'ye kadar polimerize olabildiği, polimerizasyon büzülmesinin azaltılabildiği ve materyalin kaviteye tek bir kütle halinde uygulanmasıyla restorasyonun daha kısa sürede gerçekleştirilebildiği öne sürülmüştür (Lazarchik ve ark. 2007; Ilie ve Hickel 2011). Bazı çalışmalarda, kompozit restorasyonların yapılmasında kullanılan bulk tekniğinin tabakalama tekniğiyle kıyaslandığında aynı derecede başarılı olabileceği belirtilmiş olmakla birlikte (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005; Campodonico ve ark. 2011) farklı adeziv stratejileriyle MMP inhibitörlerinin varlığında uygulandıklarında özellikle çürükten etkilenmiş dentine bağlanmaları konusunda yeterli bilgi bulunmamaktadır.

Yukarıda belirtilen bilgilerin ışığında bu çalışmanın hipotezi; MMP inhibitörü uygulamasını takiben farklı adezyon stratejileriyle çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan bulk-fill kompozitlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin aynı şartlarda ancak sağlıklı dentin yüzeylerine uygulandıklarında gösterecekleri mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinden daha düşük olacağı ve zamanla bu düşüşün artacağıdır.

Bu varsayımdan hareketle planlanan tez çalışmasında; MMP inhibitörü olan %2'lik klorheksidin uygulamasını takiben ya da klorheksidin uygulaması olmaksızın kullanılan etch & rinse ve self-etch modundaki universal adeziv uygulamasının yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonrasında sağlam ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanım ( $\mu$ GBS) değerlerine etkisinin in vitro olarak incelemesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Sert Dokuları

#### 2.1.1. Mine Dokusu

Yüksek mineral içeriği nedeniyle aşırı sert ve kırılğan olup, dişlerin anatomik kuronunu örten mine dokusu; insan vücudunun en sert dokusudur. Ektoderm kaynaklı tek diş dokusu olan mine, ameloblastlar tarafından dentin-mine sınırından başlayarak dişin dış yüzeyine doğru üretilir (Marshall ve ark. 2012).

Dokunun hacminin % 96'sını inorganik ve %2'sini organik yapı ile %2'sini de su oluşturur. İnorganik yapı yüksek oranda mineralize olmuş hidroksiapatit kristallerinden  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ , bunun yanısıra da diğer mineral ve eser elementlerden meydana gelirken, organik yapı ağırlıklı olarak amelogenin ve enamelinden oluşur. Mine dokusunu oluşturan kalsiyum hidroksiapatit kristallerinin uzun, ince, düzenli bir yapılanma göstererek biraraya gelmesiyle 4-6 µm çapında mine prizmaları oluşur. Prizmaların mine dentin sınırındaki çapının mine dış yüzeyindeki çapına oranı  $\frac{1}{2}$ 'dir. Bir mm<sup>2</sup> mine dokusunda 30.000-40.000 mine prizması bulunur. Her bir mine prizması mine-dentin bileşiminden dişin dış yüzeyine doğru dik olarak dalgalı hafif burğu şeklinde kesintisiz seyreder. Tüberkül alanları hariç mine-dentin sınırında dik bir şekilde bulunan mine prizmaları tüberkül tepelerinde çaprazlanarak bulunurlar (Marshall ve ark. 2012).

Mine prizmalarının etrafında protein matriksten oluşan, su için geçiş yolu oluşturarak iyonik hareketi sağlayan ve prizma kını olarak adlandırılan bir kılıf vardır. Bu bölgeler demineralizasyon süreçlerinde önemli rol oynar. Por ya da interprizmatik matriks olarak adlandırılan prizmalar arasındaki ufak boşluklar ise mineye geçirgenlik özelliği sağlayarak dokunun yoğunluk ve sertliği üzerine etki ederler. Mine, küçük asit molekülleri, florid, kalsiyum, fosfat gibi çeşitli iyonları ölçülebilir oranda yapısına alacak kadar poröz yapıda olması nedeniyle demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir doku olma özelliğine sahiptir (Manisalı ve Koray 1982; Ramirez 1998).

Minenin kuvvetler karşısında gösterdiği direnç kristallerin dizilim şekliyle ilgili olup belirli bir düzen içinde yığılmalarıyla sağlanmıştır. Ortalama uzunlukları 160 nm, genişlikleri ise 20-40 nm olan her apatit kristali hegzagonal konfigürasyona sahip

atomlardan oluşur. Kristallerin uzun akslarının yönleri, mineye dik gelen kuvveti mine-dentin sınırına kadar adeta milyonlarca kuvvet bileşkesine ayıracak şekilde konumlanmıştır. Ayrıca kristallerin arasında yer alan içini kalsiyum karbonat tuzlarının doldurduğu interkristalin mikro alanlar, mineye kuvvetler karşısında aşırı direnç kazandıran bölgelerdir.

Farklı dişlerde ve dişlerin de farklı bölgelerinde değiştiği görülen mine kalınlığı kesicilerin insizal kenarında ortalama 2 mm., premolarların tüberkül tepelerinde 2,3-2,5 mm., molarların tüberkül tepelerinde ise 2,5-3 mm. iken mine-sement bileşimine doğru kole bölgesinde 100  $\mu$ 'dan daha azdır (Slavkin 1996).

Minenin sertliği Knoop sertlik numaralarına göre 343 olup (Piesco ve ark. 2000), yaşla beraber oluşan su kaybına bağlı olarak artmaktadır. Dişin farklı bölgelerine ve dokunun kalınlığına göre de değişiklik gösteren mine dokusunun sertliği yüzeyden dentine doğru gidildikçe azalmaktadır. Yüksek elastisite modülü ve düşük çekme dayanımı ile çok kırılğan bir yapıda olan minenin üzerine gelen stresler dokunun altında bulunan dentin tarafından yüksek oranda absorbe edilmektedir (Slavkin 1996).

### **2.1.2. Dentin Dokusu**

Pulpanın çevresinde bulunan, üzerini kuronda mine kökte ise sement dokusunun örttüğü, pulpayı koruyucu ve mineyi destekleyici görevi bulunan dentin dokusu; mezoderm kökenli olup dişin en büyük hacimli vital dokusudur. Pulpa dokusunun en dış tabakasında yan yana dizilenmiş odontoblast hücrelerinin sentezlediği kollajen ağ üzerine hidroksiapatit kristallerinin birikmesi sonucunda oluşan, mineralize bir bağ dokusu olan ve primer, sekonder, tamir veya tersiyer, transparan, sklerotik olarak çeşitli türleri tanımlanan dentin dokusu kimi zaman çürüklü, demineralize, remineralize ve hipermineralize olarak da ifade edilir. (Manisalı ve Koray 1982; Nicholson 2006). Bu isimler yapının asıl içeriğindeki odontoblastların dizilimi, birbirleriyle ilişkileri veya kimyasal yapılarına bağlı olarak oluşan farklılıkları tanımlayabilmek amacıyla kullanılır (Marshall ve ark. 2012).

Heterojen bir yapısı olan dentin dokusu ağırlıkça %70 mineral, %20 organik yapı, %10 sudan oluşurken, hacim olarak %50 mineral, %30 organik yapı ile %20 sudan oluşur.

Dişin anatomik bölgesi ve/veya skleroz oranı ile ilgili olarak değişik bölgelerinde sertliği, mineral, içeriği ve organik kompozisyonu farklılık gösterebilir. Dentinin esas inorganik bileşeni hidroksiapatit [ $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ ] olup eser miktarda kalsiyum karbonat, flourid, magnezyum, çinko, metal fosfat, sulfat gibi mineraller içerir. Hidroksiapatit kristalleri, ortalama 3-4 nm kalınlığında, 60-70 nm uzunluğunda, 20-30 nm genişliğindedir (Piesco ve ark. 2000). Dentin organik matriksi; çoğu tip I, çok az miktarı da tip V ve VI olmak üzere %85-90 oranında kollojenden oluşur. Olgun odontoblastlar tarafından üretilen dentinde, pulpada ve diş gelişiminin başlangıç evresinde üretilen pre-dentin matriksinde bulunan Tip III kollojene rastlanmaz. Fosfoproteinler,  $\gamma$ -karboksiglutamat proteinler, glikoproteinler, büyüme faktörleri, yağlar, proteoglikanlar gibi makromoleküller ise dentinin kollojen olmayan içeriğini oluştururlar (Piesco ve ark. 2000).

Dentin dokusunda odontoblast hücrelerinin uzantıları ve nöronları mevcuttur. Dentinin pulpaya bakan yüzeyinde bulunan, dentin matriksinin yapımında yapısal rol oynayan odontoblast hücreleri dentin yapımına, ameloblastların mine oluşturmaya başlamasından hemen önce başlar. Odontoblastlar organik matriks oluşturduktan sonra mine-dentin birleşimden pulpaya doğru uzantı bırakarak çekilir ve böylece dentinogenesis başlamış olur. Kollojen salgılanmasını takiben oluşan odontoblast uzantılarının etrafındaki organik matriksin mineralizasyonu ile tübüler dentin yapısı meydana gelir. İlk olarak pre-dentin senteziyle başlayan dentin yapımı ve mineralizasyonu, tüberkül tepeleri ile insizal kenarlardan başlar ve aşamalar halinde kök apeksine kadar ulaşır (Slavkin 1996; Marshall ve ark. 1997).

Dentinde bulunan yüksek mineral içerik dokunun mineden daha yumuşak, sementten ve kemikten daha sert olmasına neden olur. Dentin dokusunun Knoop sertlik değeri 68 olup dentinin farklı bölgelerine ve/veya aynı dişin farklı dentin bölgelerine göre değişim görülmemiştir. Ancak dokunun sertlik değerinin yapısal değişikliklerden etkilendiği; sklerotik dentinde 80 iken, çürük dentinde bu değer 25'e kadar düştüğü bildirilmiştir (Piesco ve ark. 2000).

Dentin; yüksek organik içeriği ve dentin kanalları içerisindeki "dentin lenfi" olarak isimlendirilen sıvı nedeniyle mineden farklı olarak basınç altında esneme yeteneğine sahiptir. İçi sıvı dolu dentin kanalları çiğneme kuvvetlerine karşı tampon



görevi oluşturarak stresleri absorbe etmekte, kırılabilirliği çok yüksek olan minenin altında adeta bir yastık görevi üstlenmektedir (Pashley ve ark. 2002).

Mineye göre daha az olan inorganik yapıya sahip dentin dokusu asit ataklara karşı daha savunmasızdır ve bu nedenle mine-dentin sınırına ulaşan çürük kolayca pulpa yönünde ilerleyebilir.

Dentin dokusu, içeriği itibarıyla kemiğe benzer nitelik gösterse de gerek kan damarları gerekse tamir yeteneğinin kemik dokusuna göre oldukça sınırlı olması nedeniyle oldukça önemli farklılıklara da sahiptir. Kronal dentinin mine, kök dentinin sement ile örtülü olması dentini kemik dokusundan farklı kılan diğer özellikleridir.

Dişin mine veya sement tarafındaki dentin dokusu hacmi, pulpa tarafına göre daha fazla olmakla birlikte dentin kanallarının çapı pulpa tarafında daha geniştir. Bu nedenle pulpa tarafındaki dentin dokusunda daha fazla su bulunur ki bu da yüzeysel dentine göre derin dentin dokusunda bağlanmanın daha güç gerçekleşmesine yol açar (Van Meerbeek ve ark. 2003). Dentine bağlanmayı güçleştiren önemli bir diğer faktör de smear tabakasıdır (Van Meerbeek ve ark. 2006; Perdigao ve ark. 2006). Smear tabakası; denatüre kollajen, hidroksiapatit ve kavite preparasyon işlemi sırasında meydana gelen diğer kalıntılardan oluşan, dentin kanallarının çoğunu smear tıkaçları denilen kalıntılarla tıkayarak dentin geçirgenliğini azaltan, difüzyon bariyeri görevi gören ve bu nedenle de adeziv reçine sistemlerin dokuya bağlanmasını olumsuz olarak etkileyen 1-10 µ kalınlığındaki bir tabakadır (Pashley ve ark. 1978; Pashley ve Tay 2002; Van Meerbeek ve ark. 2006; Spencer ve ark. 2010). Smear tabakasının uzaklaştırılması ya da modifiye edilmesi adeziv reçine sistemlerin dentine bağlanabilmesi için gereklidir (Torney 1978; Roberson ve ark. 2006; Van Meerbeek ve ark. 2006). Bu tabakayı ortamdaki uzaklaştırmak için asit uygulaması yapılırken, modifiye etmek için de asidik monomer içeren adeziv reçineler kullanılmaktadır (Oliveira ve ark. 2003). Dentinde yapılan asit uygulaması demineralizasyona neden olup mikropöröziteyi artırırken, dentin kanallarının ağzının huni şeklinde açılmasına, kollajen fibrillerin açığa çıkmasına ve adeziv reçinenin oluşan fibriller arası boşlukların içine nüfuz etmesine imkân tanır (Dayangaç ve Özgünlaltay 1993; Van Meerbeek ve ark. 2006). Asidin türüne, konsantrasyonuna ve uygulama süresine bağlı olarak dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği değişebilmektedir (Dayangaç ve Özgünlaltay

1993; Van Meerbeek ve ark. 2006). Asit uygulama süresi, inorganik içeriği mineye göre az olan dentinde, mineden daha kısa olmalıdır (Roberson ve ark. 2006).

## 2.2. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, dünya üzerinde hem çocukları hem de erişkinleri etkileyen en yaygın ve önemli multifaktöriyel sağlık problemlerinden biridir (Rickard ve ark. 2004; Müller ve ark. 2005).

Diş sert dokularını oluşturan inorganik kalsiyum-fosfat kristalleri ile organik matriks arasındaki elektrostatik bağlantının, H<sup>+</sup> iyonları tarafından fiziko-kimyasal düzeyde bozulması ve kalsiyum-fosfat kristallerinin yıkımı ile başlayan demineralizasyon, dokuda submikroskopik, mikroskopik ve ardından makroskopik madde kaybına neden olur. Ancak diyet, tükürük, plak mikroflorası ve diş yüzeyi arasındaki aksiyonları içeren bu süreçte (Koray 1981; March 1995; Abu-Salem 2004; Paes Leme ve ark. 2006; Johansson ve ark. 2009), ortamın nötr yada alkalin duruma gelmesi ve tükürükte bulunan kalsiyum ile karbonat iyonlarının tuz kompleksleri oluşturarak diş sert dokularına tekrar çökmesi ile demineralize dokunun remineralizasyonu gerçekleşebilmektedir. Demineralizasyon ve remineralizasyon belirli bir uyumla birbirini izleyen proseslerdir. Ancak diyetle alınan ve karyojetnesi en yüksek karbonhidrat olan sakkaroz (Danhorn ve ark. 2007); dental biyofilm içindeki St. mutans, St. sobrinus, laktobasiller, A. Naeslundii (Paes Leme ve ark. 2006) gibi asit üreten bakteriler tarafından fermente edildiğinde meydana gelen ekstrasellüler ve intrasellüler polisakkaritlerden sentezlenen asitler mine yüzeyi üzerindeki biyofilmin nötr olan pH'nın hızla kritik pH'olan 5,5 altına düşmesine (Godoy ve ark. 2008; Johansson ve ark. 2009) ve mine yüzeyinde demineralizasyonun başlamasına neden olur (Marsh 1995; Knight ve ark. 2008).

Diş çürüğü madde kaybına uğrayan diş sert dokularına göre; mine çürüğü, dentin çürüğü ve sement çürüğü olarak adlandırılır (Thylstrup ve ark. 1986; Roberson ve ark. 2002).

### 2.2.1. Dentin Çürüğü ve Tabakaları

Işık mikroskobu ve polarizasyon mikroskobu altında translusent bölge, karanlık bölge, lezyon gövdesi, yüzeysel tabaka olmak üzere 4 farklı bölgeden oluştuğu bildirilen mine çürüğünün ilerlemesiyle yüzey tabakanın zayıflayan bütünlüğünün bozulması

karyojenik plak için retantif bir ortama ve kavite oluşumuna neden olarak lezyonun dentin dokusunda ilerlemesini hızlandırır. (Thylstrup ve ark. 1986).

Çürük dentine ulaştığında, mine–dentin hududu boyunca yanlara doğru hızla ilerleyerek genişler. Mikroorganizmalar doku yapısındaki kanallar nedeniyle kolayca penetre olurken inorganik madde oranının da mineden az olması çürüğün pulpaya doğru çok daha hızlı ilerlemesine neden olur. Çürüğün bu şekilde ilerleyişi ile lezyon; tabanı mine-dentin sınırında tepesi pulpada olan bir koni şeklini alır. Çürüğün dentinde ilerlemesi ile zayıf organik asitler dentini demineralize ederken, dentinin organik materyali; kısmen kollajeni dejenere olup çözünür. Dentinin yapısal bütünlüğünün bozulması ile bakteriyel invazyon gerçekleşir.

Dentin çürüğü; normal dentin, subtransparan dentin, transparan dentin, bulanık dentin ve enfekte dentin tabakaları olmak üzere 5 farklı tabakadan oluşmaktadır. Yavaş ilerleyen çürükte tabakalar açıkça ayırt edilebilirken, hızlı ilerleyen çürükte bu ayrımı yapmak daha zordur (Roberson ve ark. 2002).

#### **2.2.1.1. Normal Dentin**

Odontoblastik uzantı içeren kanalların bulunduğu, kristal içermeyen en derin bölge normal dentin bölgesidir. İntertübuler dentinde, çapraz bağlantılı kollajen ve apatit kristalleri normal yoğunluktadır. Dentin kanallarında bakteri yoktur. Dentinin uyarılması ile keskin bir ağrı hissedilir (Roberson ve ark. 2002).

#### **2.2.1.2. Subtransparan Dentin**

İntertübüler dentinin demineralize olduğu ve kanal lümeninde çok ince kristallerin bulunduğu tabakadır. Bakteriye rastlanmayan bu tabakada odontoblastik uzantıların hasarı belirgin olsa da dentinin remineralizasyon kapasitesi vardır. Dentinin uyarılması ağrıya neden olur (Roberson ve ark. 2002).

#### **2.2.1.3. Transparan Dentin**

Bakterinin bulunmadığı, normal dentinden daha yumuşak, mineral kaybının intertübüler dentinde daha fazla görüldüğü, dentin kanalı lümeninde daha büyük kristallerin bulunduğu tabakadır. Dentinin uyarılması ağrıya neden olur. Bölgedeki bozulmamış kollajen çapraz bağlardan oluşan yapı; intertübüler dentinin

remineralizasyonu için bir şablon vazifesi görür ve pulpa canlı olduğu sürece bu bölge kendini tamir edebilme potansiyeline sahiptir (Roberson ve ark. 2002).

#### 2.2.1.4. Bulanık Dentin

Bakteri invazyonunun bulunduğu, dentin kanallarının genişlediği bu bölgede mineral içeriği çok azdır ve kollajen geri dönüşümsüz olarak denatüre olmuştur. Remineralize olma ihtimali olmayan bu bölgenin restorasyon yapılmadan önce uzaklaştırılması gereklidir (Roberson ve ark. 2002).

#### 2.2.1.5. Enfekte Dentin

Dentin yapısının tamamen bozulduğu, kollajen yapı ve mineral içeriğinin bulunmadığı bol miktarda bakteri ihtiva eden dentin tabakasıdır. Enfeksiyonun yayılmasını önlemek ve başarılı bir restorasyon işlemi için enfekte dentinin uzaklaştırılması gereklidir (Roberson ve ark. 2002).

Nekrotik dentin klinikte ıslak, yumuşak ve kolayca uzaklaştırılabilen bir tabaka olarak gözlenebilir. Histolojik incelemelerde yapısı bozulmuş veya granüler bir tabaka olarak gözlenirken, dentin kanal artıkları ile birlikte bol miktarda bakteri içerdiği gösterilmiştir. Kuru ve sert görümlü derin enfekte dentin tabakasının açığa çıkması için nekrotik materyalin mine-dentin sınırına paralel olarak ince tabakalar halinde el aletleri ile uzaklaştırılması gerekir. Daha fazla tabaka uzaklaştırılması daha sert dentin dokusunun açığa çıkmasını sağlar. Lezyon yavaş ilerlerlemişse transparan tabaka denilen ve remineralizasyonun bir sonucu olan sert, hipermineralize sklerotik bir dentin tabakası oluşabilir. Bakteri toksinleri ve asitlerinin penetrasyonunu engelleyen doğal bir bariyer görevi gören sklerotik dentin tabakasına gelindiğinde ideal çürük uzaklaştırma derinliğine ulaşılmış olur.

Bakteriyel enfeksiyonun uzaklaştırılması operatif tedavi sürecinin önemli bir aşamasıdır. Ancak çürükten etkilenmiş bütün dentin dokusunun uzaklaştırılması da gereksiz bir işlemdir (Roberson ve ark. 2002). Yapılan çalışmalarda ultramikroskopik ve kimyasal açıdan çürük dentin dokusunun bakteriyel kontaminasyona uğramış, organik matriksi geri dönüşümsüz olarak yıkılmış ve tekrar remineralizasyon şansı olmadığı için uzaklaştırılması gereken bir **dış tabaka** ile bakteri içermeyen, organik matriksde belirgin bir yıkım göstermediği için remineralizasyona imkânı olan ve bu

nedenle de korunması gereken bir **iç tabakadan** oluştuğu ifade edilmiştir (Fusayama 1979; Roberson ve ark. 2002).

Kalan dentin dokusunun sağlıklı olup olmadığı genellikle ayna ve sond yardımıyla görsel ve dokusal duyulara dayanılarak yapılan muayene sonucunda çoğunlukla da dentin dokusunun rengine ve sertliğine bakılarak oldukça subjektif ve bakteriyel durumu yansıtmada yetersiz kalınarak yapılmaktadır (Fisher 1972; Kidd ve ark. 1996). Bu nedenle bazı araştırmacılar objektif kriterlerin ön plana çıktığı ve çürük dokusunun görsel olarak saptanabilmesini de sağlayan çürük boyama solüsyonlarının kullanılması gerektiğini savunmakta (Anderson ve ark. 1985) ve geleneksel ayna sond yöntemi ile çürüksüz olduğuna karar verilen dişlerin büyük bir kısmında boyanma olduğunu bildirmektedirler (Kidd ve ark. 1989; Tarım ve ark. 2003).

%1'lik asit red gibi çürük boyama solüsyonları enfekte, geri dönüşümsüz dentin tabakasını boyarken, remineralize olma yeteneğine sahip iç tabakayı boyamamakta ve iki tabakanın birbirinden ayrılmasında oldukça objektif ve güvenli bir yöntem olarak kabul edilmekte iseler de (Roberson ve ark. 2002), boyalar ile belirlenen bu enfekte dokuların uzaklaştırılmasının dahi kavite içerisindeki bütün mikroorganizmaların elimine edilmesini sağlayamayacağı, dişlerin %15-40'ında halen mikroorganizmaların kalabileceği bildirilmiştir (Anderson ve ark. 1985).

## **2.3. Çürük Teşhis Yöntemleri**

### **2.3.1. Geleneksel Muayene Yöntemleri**

#### **2.3.1.1. Gözle Muayene**

Çürük teşhisinde yaygın olarak kullanılan yöntem gözle muayenedir. Okluzal yüzeylerdeki çürüğün ilk işareti minedeki artmış mikroporozitedir. Plak ve tükürük mikro kavitelerin ve demineralize alanların görülmesini engelleyebildiğinden (Thylstrup ve Fejerskov 1994; Thompson ve Kaim 2005) bu alanlar ancak iyi bir temizleme ve kurutma sonrasında görünür hale gelebilmektedir. Gözle muayene sırasında okluzal yüzeylerdeki fissür morfolojisi ve kahverengi-siyah renklemelerin varlığı, çürüğün teşhisinde güvenilir kriterler olarak değerlendirilmemelidir. Lussi (1991; 1993) dentin çürüğünün tanısında renklesme parametresinin kullanılması durumunda sağlam dişlerin en az %55'inin çürük olarak değerlendirildiğini ve çürüğün durumunun belirlenmesinde gözle muayenenin zayıf bir yöntem olduğunu bildirmiştir. Ayrıca beyaz nokta

lezyonları, henüz kavitasyon oluşmamış lezyonlar ve gizli çürükler gibi çürüğün klinik olarak zor tespit edilen formlarının da doğru teşhisinde gözle muayene ile kombine olarak yardımcı diagnostik tekniklerin kullanımının tanı doğruluğunu artıracakı bildirilmiştir (Ismail 1997).

Tüm bunların yanı sıra uzun yıllardır gözle muayene esnasında sondun kullanımı söz konusu ise de son yıllarda aletin kullanımı tavsiye edilmemekte (Kuhnisch ve ark. 2007), demineralize olmuş okluzal fissürlerde geri dönüşümü mümkün olmayan travmatik mine defektleri yaratarak yüzey altı lezyonunu kavite aşamasına getirip, lezyonun ilerleyişini hızlandırabildiği, ayrıca bir fissürden diğerine bakterilerin taşınarak kontaminasyona neden olunabileceği ifade edilmektedir (Ekstrand ve ark. 1987; Lussi 1991; Yasin 1995; Lussi 2006).

### **2.3.1.2. Radyolojik Muayene**

Radyografi, dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir teşhis aracıdır. Ara yüz çürüklerinin teşhisinde radyografilerin kullanımının yararı bilinen bir gerçektir (Kidd ve Pitts 1990). Radyografik incelemenin okluzal lezyonların klinik teşhisinde hassasiyeti artırdığı, bununla beraber erken dönem okluzal çürüklerin teşhisinde, tüberkül tepelerindeki sağlıklı minenin süperpozisyonu nedeniyle etkinliğinin sınırlı olduğu bildirilmiştir (Pitts 1991; Hinze ve ark. 1994; Pitts 1996). Mine tabakasının yarısından daha küçük lezyonlarda, X ışını sağlam bukkal ve lingual mineden geçtiği için bu bölgelerin görüntüsü demineralize dentinin görüntüsü üzerine düşmekte ve bu nedenle mine-dentin sınırını geçmemiş çürük lezyonunun radyografi ile tespit edilmesi oldukça güç olmaktadır (Kidd ve ark. 1993). Okluzal lezyonların radyografilerde görüntü verebilmesi için mine-dentin sınırına kadar ilerlemesi gerektiğini bildiren araştırmacılar ayrıca, lezyonun derinliğinin radyografilerden tahmin edilmesinin de güç olduğunu vurgulamışlardır (Verdonschot ve ark. 1992).

Radyografik yöntemler tek başına kullanıldıklarında okluzal çürük teşhisinde düşük duyarlılık gösterebilir de gözle muayene gibi başka bir teknik ile birlikte uygulandıklarında teşhis doğruluğunu arttırmaktadırlar (Wenzel ve ark. 1991b; Ketley ve Holt 1993; Lussi 1993; Ekstrand ve ark. 1997; Ekstrand ve ark. 1998; Fracaro 2001).

### 2.3.2. Güncel Çürük Teşhis Yöntemleri

Geleneksel çürük teşhis metotlarının subjektif bulgular içermesi ve değerlendirmelerin kalitatif nitelik taşıması bu yöntemleri tartışmalı hale getirmekte, minede sınırlı çürüklerin tespitinin dışında bu metotların başarısının da düşük olduğu ifade edilmektedir (McComb ve Tam 2001; Chong ve ark. 2003; Pinheiro ve ark. 2004; Astvaldsottir ve ark. 2004; Kudiyirickal ve Ivancakova 2008).

Bu nedenle günümüzde çürüklerin erken tanısına imkân veren ve temelde fiziksel bir sinyalin belirlenmesi ve bu sinyalin anlamlı bir şekilde yorumlanabilmesi esasına dayalı olarak işlev gösteren bazı yeni ve objektif yöntemler geliştirilmiştir (Ergücü ve Türkün 2006; Pretty 2006).

#### 2.3.2.1. Yeni Radyografik Metotlar

Son yıllarda, daha az radyasyona gereksinim duyan, görüntünün hızlı şekilde alınmasına ve manüle edilmesine imkân veren, banyo işleminin ortadan kalkmasına ve arşiv kolaylığına (Akdeniz 2000) olanak sağlayan dijital radyografi sistemleri klasik radyografilere oranla daha fazla tercih edilmektedir.

Henüz kavitasyon oluşmamış okluzal çürüklerin tespitinde, dijital radyografilerin klasik radyografilere kıyasla daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Wenzel ve ark. 1991'a; Russel ve Pitts 1993; Navarro ve ark. 2008).

Dijital radyografi yöntemlerinin geliştirilmesi ile birlikte temelde bu tekniği kullanan, farklı sistemler de dişhekimlerinin hizmetine sunulmaya devam etmektedir. Bu yeni sistemlerden biri, aynı dişin iki radyografisinin piksel değerlerinin birbirleri ile karşılaştırılması esasıyla çalışmakta olan fark radyolojisidir. Film tutucu yardımıyla standart olarak çekilen radyografilerin bilgisayar yazılımında oluşturulan iki görüntüsünün piksel değerleri arasındaki fark sayesinde dişteki ya da kemikteki değişikliğin gösterilebildiği bu yöntemin primer veya sekonder çürüklerin teşhisinde etkili olabildiği in vitro olarak gösterilmiş (Verdonschot ve Angmar-Mansson 2003), ancak karşılaştırılacak filmlerin aynı zamanda alınmasının güçlüğü yöntemin fazla kullanım alanı bulamamasının başlıca nedenini oluşturmuştur (Pretty 2006).

Dijital radyografi çalışma prensibine dayalı olarak geliştirilen bir diğer cihaz da TACT (Tuned Aperture Computed Tomography)'dir. CCD sensörlü dijital sisteme bir bilgisayar yazılımı ilavesi ile tomografik bir boyut kazandırılmış olan bu cihaz ile

lezyonların veya anatomik yapıların derinliği, diğer bir deyişle üçüncü boyutuna ait bilgileri elde edilebilmektedir. (Verdonschot ve Angmar-Mansson 2003), Sekonder çürüklerin tespitinde konvansiyonel film ve dijital radyografiden üstün olduğu ifade edilen (Nair ve ark. 1998) bu yöntemin klinik uygulamalara girmesine ve geliştirilmesine yönelik çalışmalar halen devam etmektedir.

### **2.3.2.2. Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi (FOTI)**

FOTI; diş yapısı içerisinde madde kaybı olan bölgelerin ışık geçirgenlik indeksinin sağlıklı diş yapısına göre daha düşük olmasından dolayı ışığı daha fazla yansıtabilmesi esasına dayalı olan bir sistemdir.

Bu sistemde; fiber optik uç yardımıyla dişin bukkal ve lingual yüzeylerinden ışık kaynağından yüksek yoğunlukta gelen beyaz ışık uygulandığında, çürük bölge; dentin kanalları yönünde siyah bir gölge olarak görülmektedir. Mine ve dentindeki demineralizasyona bağlı görülen koyu renkli alanlar, erken mine ve dentin lezyonlarını saptamakta yardımcı olurlar.

Özellikle ara yüz çürüklerinin tanısında yararlı olduğu belirlenen yöntemin subjektif olması, görüntüyü kaydetme ve verileri saklama olanağının olmaması gibi bazı kısıtlamaları olduğu bildirilmiştir (Ergücü ve Türkün 2006; Pretty 2006).

### **2.3.2.3. Dijitalize Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi (DFOTI)**

FOTI ile oluşan dezavantajların ortadan kaldırılabilmesi için geliştirilen ve alınan görüntülerin kaydedilmesine imkan veren DFOTI tekniğinde, büyük miktarda foton enerjisini elektrik akımına dönüştürebilen fotoseller içeren bir reseptör olan CCD kullanılmaktadır. Foton enerjisi ile aydınlatılan dişlerin CCD kamera ile alınan görüntüleri monitörde gözlenebilmekte ve kaydedilebilmekte, ancak yorum FOTI'deki gibi uygulayıcı tarafından yapılmaktadır (Verdonschot ve Angmar-Mansson 2003). DFOTI ve geleneksel radyografilerin in vitro kıyaslanmasında DFOTI'nin aproksimal yüzeylerdeki çürüklerin teşhisinde iki kat ve okluzal lezyonların teşhisinde üç kat daha hassas olduğu tespit edilmiştir. Bukkal ve lingual yüzeyler söz konusu olduğunda ise bu hassasiyetin geleneksel radyografilere göre on kat daha fazla olduğu gösterilmiştir (Schneiderman ve ark. 1997; Ersöz 2002).



#### **2.3.2.4. Kantitatif Işık Floresansı (Quantitative Light Induced Fluorescence-QLF)**

Floresans; bir objenin belli bir dalga boyundaki ışıkla uyarılması ve objenin daha geniş dalga boyundaki bir ışığı yansıtması şeklinde tanımlanabilir. Kantitatif ışık floresansı; ışığın dağılmasına ya da mineral kaybına bağlı olarak çürük lezyonun ölçümünde kullanılır (Angmar-Mansson ve ten Bosch 1993). Cihaz; ağız içi kameradakine benzeyen bir uç ile lambadan oluşan bir ışık kutusundan meydana gelir. Cihazın ucu; bir ışık probu, geçiş filtresi, bilgisayar ve yazılım sistemini içerir (Dennison ve Hamilton 2005). Demineralizasyon durumunda floresans değeri azalır ve elde edilen veriler bilgisayara gönderilip değerlendirilerek, görüntüler bilgisayarda saklanabilir (Angmar-Mansson ve ten Bosch 2001). Sağlam ve demineralize bölgeler arasındaki piksel farkları karşılaştırılırken %5'ten fazla floresans kaybının lezyonun varlığını tanımladığı belirtilmiştir (Pretty 2006). Yöntemin gözle muayene ile birlikte kullanımı önerilmektedir.

#### **2.3.2.5. Ultrason Yöntemi**

Yöntemin temelini, ses dalgalarının gaz, katı ve sıvılardan geçebilmesi prensibi oluşturur. Ultrasonik sistemde test edilen nesne veya biyolojik dokuya, bir uç aracılığıyla yüksek frekanslı dalgalar (0,1-20 MHz) uygulanır. Bu uç içerisindeki sinyal çevirici, gelen elektriksel iletileri, yüksek frekanslı ses dalgalarına çevirerek dokuya iletir. Bu dalgalar dokuda absorpsiyona, difüzyona ve yansımaya maruz kalır. Geri yansıyan ses dalgalarını elektriksel iletilere çeviren uç, sinyalleri yükseltip işlem den geçirerek monitöre gönderir. İki ayrı ortamda ses dalgalarının ilerleme zamanının farklı olması sağlam ve demineralize dokuların ayırt edilebilmesini sağlar.

Elde edilen ultrasonik değerlerden defektlerin derinliği ve lokalizasyonu hakkında bilgi sahibi olunabileceği belirtilirken (Yanıkoglu ve ark. 2000), kavitasyon oluşmuş ve oluşmamış lezyonların da ayırt edilebildiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Bab ve ark. 1997). Altın standart olarak histolojik kesitlerin kullanıldığı bir çalışmada arayüzdeki mine ve dentin çürüklerindeki lezyon derinliği ile ultrasonik yansımaların şiddetleri arasında önemli bir ilişki olduğu gösterilmiştir (Ziv ve ark. 1998). Ultrasonik yöntem kullanılarak yapılan bir araştırmada radyolüsens olmayan beyaz nokta lezyonlarının zayıf ultrasonik değerler gösterirken, gözle görünür kavite oluşumu ve dentin radyolüsensi olan tüm bölgelerin yüksek ultrasonik değerler gösterdiği bildirilmiştir (Bab ve ark. 1997; Ziv ve ark. 1998). Ayrıca bu sistemle

uzunlamasına dalgalar kullanarak düz yüzeylerdeki beyaz lezyonlar da belirlenebilmiştir. Ultrason yönteminin günlük kullanıma girebilmesi için bu konuda daha ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir (Yanıkoglu ve ark. 2000).

### **2.3.2.6. Optik Koherens Tomografisi (Optical Coherence Tomography-OCT)**

Dişlerin yarı şeffaf olmasından yararlanılarak dişhekimliğinde kullanım alanı bulan bu yöntem; yüksek çözünürlüklü, dokulara zarar vermeyen, biyolojik yapının kesitsel görüntüsünü oluşturan optik bir sistem olarak tanımlanmaktadır (Lee ve ark. 2009). Kullanılan ışık, 840-1310 nm dalga boyunda olup, dentinde 0,62 mm'lik, daha şeffaf olan minede ise daha derinlikte görüntülemeye imkân verebilmektedir.

Çekilmiş dişlerde başlangıç mine lezyonlarının ve kök çürüklerinin bu yöntem ile saptanabildiği ifade edilmiştir (Amaechi ve ark. 2004; Ngaotheppitak ve ark. 2005; Ergücü ve Türkün 2006). Diğer pek çok yöntemde olduğu gibi renklenmeler değerlendirmeleri etkilediğinden, işlem öncesinde dişlerin temizlenmesi önerilmektedir. Çeşitli çalışmalar yapılmış olmakla birlikte henüz klinik bir çalışma bu yöntemle ilgili olarak gerçekleştirilmemiş olup (Ergücü ve Türkün 2006), sistemin klinikte kullanılabilmesi için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulduğu ifade edilmektedir (Hall ve ark. 2004).

### **2.3.2.7. Elektronik Çürük Monitörü (Electronic Caries Monitor-ECM)**

Elektrik akımının çürük teşhisinde kullanılması fikri 1878 yılında Magito tarafından ortaya atılmış ve mine ile dentinin öz direnci ilk kez Mumford tarafından ohm cinsinden hesaplanmıştır. Buna göre; minenin öz direnci  $4,5 \times 10^6$  ohm iken dentinin öz direnci  $33 \times 10^3$  ohm'dur (Gündüz 2006).

Pincus 1951'de herhangi bir pit veya fissür çürüğünün elektriksel iletimdeki artıştan dolayı teşhis edilebileceğini iddia ederek ECM'den bahsetmiştir (Angmar-Masson ve ark. 1998). Bu yöntem, inorganik madde içeriği fazla olan sağlam mine yüzeylerinin ya çok az ya da hiç iletken olmaması, demineralize mine yüzeylerinin ise oral sıvılara karşı geçirgenliklerinin artması veya demineralizasyon sonucu oluşan pöröz alanların tükürükle dolmasıyla bu yüzeylerde ölçülebilir bir elektriksel iletkenlik oluşturulması esasına dayanır. Çürük veya demineralize dokular ile sağlıklı dokular arasında oluşan iletkenlik farkını temel alarak (Ersöz 2002) 1970'li yıllarda geliştirilmiş Vanguard Caries Dedektör sisteminde iletkenlik 0-9 arası bir skalayla ve Caries Meter

L. cihazında da (Stookey ve ark. 1999) dört renk ışık ile anlamlandırılmaktaydı (Stookey ve ark. 1999). Bu sistemlerde, yüzey iletkenliğinin engellenmesinde sürekli bir hava akımı kullanılarak nem ve tükürüğün uzaklaştırılması sağlanıyordu. Tükürüğün etkisini en aza indirmek için diş yüzeyini salin solüsyonu ile nemlendiren Caries Meter L. cihazında iyi bir elektriksel kontak sağlanmış olup (Huysmans ve ark. 1998; Stookey ve ark. 1999), bu aletten sonra Elektronik Çürük Monitörünün (ECM) farklı versiyonları geliştirilmiştir. 2009 yılı itibariyle cihazın piyasadaki son versiyonu olan ECM IV ile (Longbottom ve Huysmans 2004) Vanguard, sürekli ölçüm ve standart ECM prosedürü olmak üzere üç değişik prosedürle ölçüm yapılabilmektedir.

### **1) Vanguard Prosedürü**

Bu prosedürde ölçüm yapılacak dişlerin yüzeyleri, cihazın ölçüm ucundaki ayrı bir kanaldan çıkan 7,5 litre/dakika'lık hava akımı ile kurutulur. Yaklaşık üç saniye süren ölçümün sonucu cihazın dijital ekranından okunur.

### **2) Sürekli Ölçüm Prosedürü**

Bu prosedürde ECM tarafından hava akımı uygulanmaz. Diş yüzeyinin hem ıslak hem de kuru halde ölçülebilmesi mümkün olup, kuru ölçüm yapılmak istendiğinde dental ünitenin hava spreyi kullanılarak diş yüzeyi kurutulur.

### **3) Standart ECM Prosedürü**

Ölçüm yapılacak diş yüzeyi, cihazın ölçüm probunun ucundaki ayrı bir kanaldan çıkan 5 litre/dakika'lık hava akımı ile kurutulur. Yaklaşık beş saniye süren ölçüm sonucunda, dişin durumu hakkında yorum yapılırken dijital ekranda ohm cinsinden beliren son ölçüm değeri dikkate alınır (ECM IV Clinical Guideline 1999).

Sağlıklı ve çürük dokulardaki elektriksel iletkenliğin farklı olması esasına dayanarak çalışan cihazda, porozite, yüzey alanı, dokunun kalınlığı, minenin hidrasyonu, sıcaklık, dental dokular içerisindeki sıvıların iyon konsantrasyonu elektriksel ölçüm üzerine etkili faktörler olarak belirtilmiştir (Longbottom ve Huysmans 2004).

### **2.3.2.8. Elektriksel Empedans Spektroskopisi (Electrical Empedans Spectroscopy EES)**

Elektriksel iletkenlik farklılığını temel alarak çalışan cihaz; elektriksel frekans dağılımlarını tarayarak diğer parametreler arasında kapasitans ve empedansa ait bilgileri toplar. Sabit bir frekans yerine farklı frekansları kullanarak veri toplaması ECM'den farklılığını ortaya koyar (Longbottom ve Huysmans 2004). Ölçümü yapılacak dokuların elektriksel davranışlarının tarif edilebilmesi dokuların özelliklerine denk bir devre geliştirilmesi ile mümkün olmuştur. Elektriksel empedans spektroskopisinin prototipi mevcut olup aletin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar günümüzde devam etmektedir (Longbottom ve Huysmans 2004).

### **2.3.2.9. Lazer Floresans Yöntemi (DIAGNOdent)**

Diş sert dokuları, otofloresans olarak adlandırılan karakteristik bir özelliğe sahiptir. Diş üzerine, uygun dalga boyundaki kırmızı ışık uygulandığında mine tarafından emilerek saçılır ve diş içerisinde derinlere nüfuz edebilir. Böylelikle minenin altındaki çürük dentinin floresansını ölçmek mümkün olabilir (Hibst ve ark. 2001). Oluşan floresans, sağlam ve çürük diş dokuları için farklı özellikler taşımaktadır (Hibst ve Gall 1998). Floresans spektroskopisinin kullanıldığı çalışmalarda, 655 nm'lik kırmızı ışık ile uyarılmış çürük ve sağlam diş dokuları arasında önemli ölçüde kontrast olduğu ortaya konmuş (Hibst ve ark. 2001) ve sağlam doku ile kıyaslandığında çürük dokuda, hem bakterilerin diş sert dokularında meydana getirdikleri yıkımın hem de bakteri yıkım ürünlerinin başlangıç lezyonuna yayılmasının daha yoğun bir floresansa neden olduğu bildirilmiştir (Lussi ve ark. 2004).

Floresans konusunda edinilen bilgiler sayesinde 1998 yılında çürük lezyonlarının belirlenmesinde çalışma prensibi lazer floresansı temeline dayanan DIAGNOdent cihazı tanıtılmıştır. Lazer ışığından faydalanılarak çürük teşhisinde kullanılan bir cihaz olan DIAGNOdent; prob, fiber optik kablo, lazer diyot ve elektronik ünitelerden oluşmaktadır. Elektronik ünite, kontrol ve gösterge paneline sahip olup hem o anda ölçüm yapılan bölgedeki gerçek değeri hem de o nokta üzerinde ölçülen en yüksek değeri göstermektedir (Pretty ve Maupome 2004). Lazer diyot, fiber optiklerle diş üzerine direkt olarak yönlendirilen 655 nm dalga boyuna sahip bir ışık sağlar. Dişin yapısındaki organik ve inorganik yapılar tarafından absorbe edilen lazer ışığın bir kısmı dişin yapısında bir değişiklik ile karşılaştığı zaman farklı dalga boyuna sahip floresans

ışığa dönüşür ve geri yansır. Bu yansıyan floresans ile saçılmış ışık bir araya toplanarak filtreden geçer. Filtre saçılmış ışık ile kısa dalga boylu ışığı absorbe ederken uzun dalga boylu ışığı yansıtır. Filtrenin yansıttığı bu ışığın floresans değeri, kontrol panelinde uygun bir elektronik sistem ile değerlendirilerek 0 ile 99 arasında değişen bir değerde rakamsal olarak ifade edilir (Akgül ve Özdebak 2003; Ergücü ve Türkün 2006; Pretty 2006; Lussi 2006).

Cihazla yapılacak ölçümlerde kullanılmak üzere iki tip prob tasarlanmıştır. Eğimli ve konik şekilli olan A probu fissürlerde, B probu ise bukkal ve lingual yüzeylerde kullanılmaktadır.

DIAGNOdent ile ölçüm yapılması öncesinde dişler temizlenmeli ve kurutulmalıdır. Aşırı kurutma, yetersiz polisaj, polisaj sonrasında dişin yeterince yıkanmaması floresans değerlerini etkileyebilmektedir (Lussi ve ark. 1999; Toraman ve Bala 2003; Hosoya ve ark. 2004; Mendes ve ark. 2004). Ayrıca; diş taşı, renklenmiş fissürler, restorasyonlar ve dişin yapısındaki mineralizasyonla ilgili gelişimsel defektlerin de floresans değerini etkileyebileceği unutulmamalıdır (Lussi 2003).

Cihaz ölçüm için hazırlanırken üretici firma tarafından hazırlanmış porselen referans ile kalibre edilip sonrasında diş üzerindeki sağlam bir bölgeden floresans değeri ölçülerek o diş için geçerli başlangıç değeri oluşturulur. Saptanan bu değer incelenecek bölgenin floresans değerinden cihaz tarafından elektronik olarak çıkarılmaktadır. Sonra, cihazın ucu ölçüm yapılması istenen bölge üzerine yerleştirilerek maksimum değere ulaşıncaya kadar bu alanda gezdirilir.

Özellikle başlangıç çürüklerinin ve gizli çürüklerin teşhisinde yeterli etkinlikte olduğu bildirilen cihazın geleneksel muayene yöntemlerine yardımcı, başarılı bir sistem olduğu sonucuna varılmıştır (Lussi 1999; Shi ve ark. 2000; Moore ve Wilson 2001; Lussi 2004).

#### **2.4. Matriks Metalloproteinazlar (MMP)**

Matriks metalloproteinazlar, çinko ve kalsiyuma bağlı olarak kollajen doku ve tüm bağ dokusu içinde bulunan enzimlerdir (Tjäderhane ve ark. 2013). MMP'ler dokuların yeniden yapılanması, morfogenezis, yara iyileşmesi ve normal gelişimsel süreç gibi fizyolojik durumlarda önemli rol oynadıkları gibi tümör yayılımı,

anjyogenezis ve metastaz gibi pek çok patolojik süreçte de yer alırlar (Brinckerhoff ve Matrisian 2002; Visse ve Nagase 2003; Muhtaroglu 2006).

İlk defa Dayan ve ark.'nın (1983) yapmış olduğu çalışmada; sağlam dentinde kaynağı tespit edilememiş olan kollejenolitik aktivite gösterilmiş (Dayan ve ark. 1983) ve ancak 1986 yılında "MMP enzimleri" tanımlanabilmiştir. 28 adet salgı ya da transmembran enziminden oluşan, ekstrasellüler matriks proteinlerinin yıkımından sorumlu, aktif bölgesinde çinko (Zn) içeren homolog bir enzim ailesi olan MMP'lerin insan dokularında tanımlanmış kollajenaz (Collagenases), jelatinaz (Gelatinases), sitromelisin (Stromelysins), membran tip (Membrane type) ve diğerleri olmak üzere 23 farklı çeşidi vardır (Visse R ve ark.2003), (Tablo 2-1).

**Tablo 2-1: Matriks metalloproteinazların sınıflandırılması (Visse ve ark.2003)**

<b>GRUP</b>	<b>ETKİ ETTİĞİ SUBSTRAT</b>
<b>KOLLAJENAZLAR</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• İnterstisyel Kollajenaz (MMP-1)</li> <li>• Nötrofil Kollajenaz (MMP-8)</li> <li>• Kollajenaz 3 (MMP-13)</li> </ul>	Kollajen tip I, II, III, VII, X (Fibriler) Kollajen tip I, II, III Kollajen tip I, II, III, IV, gelatin
<b>JELATİNAZLAR</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Jelatinaz A (MMP-2)</li> <li>• Jelatinaz B (MMP-9)</li> </ul>	Jelatin, kollajen IV, V, VII, X, elastin, fibronektin Jelatin, kollajen tip IV, V, I, III, fibronektin, elastin
<b>STROMELİSİNLER</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Stromelisin 1 (MMP-3)</li> <li>• Stromelisin 2 (MMP-10)</li> <li>• Stromelisin 3 (MMP-11)</li> </ul>	Kollajen tip III, IV, V, IX, proteoglikanlar, fibronektin, laminin jelatin, tip III, IV, V kollajen, fibronektin a1 proteinaz inhibitörleridir.
<b>MT-MMPs</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• MT1-MMP (MMP-14)</li> <li>• MT2-MMP (MMP-15)</li> <li>• MT3-MMP (MMP-16)</li> <li>• MT4-MMP (MMP-17)</li> <li>• MT5-MMP (MMP-24)</li> </ul>	Pro MMP-2, pro MMP-13, kollajenler, fibronektin MT1-MMP ile benzerdir. Pro MMP-2 Pro MMP-2 Pro MMP-2
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Matrilizin (MMP-7)</li> <li>• Metalloelastaz (MMP-12)</li> </ul>	Jelatin, fibronektin, elastin, kollajen tip IV Elastin fibronektin, kazein.

Nötral pH'da fonksiyon yapan ve stabilite için kalsiyuma gereksinim duyan MMP'lerin, latent formda salgılanıp proteolitik aktivitelerini göstermeleri için aktive olmaları gereklidir. Enzimin aktif bölgesi inaktif durumda olup proenzim olarak sentezlenirler ve bu proenzim aktivasyonu hala net olarak tanımlanmamıştır.

MMP'ler diş morfogenezi esnasında hücre matris etkileşiminin düzenlenmesi ve dokuların yeniden şekillenmesi işleminde rol alırlar. Dişi oluşturan hücreler tarafından neredeyse sadece enamelisin (MMP-20) salgılandığı bilinmektedir. Gen yıkımlı farelerle uygun mine yapısının oluşturulmasında önemli olan MMP-20 üzerine yapılan bir araştırmada amelogeninin düzgün işlenmediği ve oluşturulan minenin normalden daha ince, prizmatik yapısı bozuk, tabakalar halinde dentinden uzaklaşan, pürüzsüz hipoplastik amelogenezis imperfektaya benzer yapıda olduğu bildirilmiştir (Caterina ve ark 2002). MMP-20 gen yıkımlı farelerin minelerinin mineral içeriğinin; sağlıklı farelerdekinin yaklaşık yarısı kadar olduğu, mine sertliğinin ise 2/3 oranında olduğu belirlenmiştir (Bartlett ve ark. 2004). Vücuda alınan floridin mine matrisindeki proteinazlardan özellikle MMP-20'nin fonksiyonuyla ilişkisinin araştırıldığı in vivo çalışma; florid alımının, yüksek miktarda MMP-20 aktivasyonu ile ilişkili olduğunu göstermiştir (Den Besten ve ark. 2002). İn vitro çalışmalarda; floridin mikromolar konsantrasyonlarının MMP aktivitesinde değişikliklere neden olduğu ve MMP-20 tarafından yapılan amelogenin hidrolizinde azalmaya yol açtığı gözlenmiştir. Süt dişlenme dönemi sırasında üreilmeye başlanan ve dentinin yapısına katılarak insan odontoblastları tarafından dentinal sıvı içine salgılanabilen MMP-20, çürük gelişim süreci boyunca serbest kalmaktadır (Sulkala ve ark. 2002).

Diş gelişiminde önemli rol üstlenen mine formasyonu ile ilgili diğer bir enzim jelatinaz A yani MMP-2'dir. Amelogenini parçalayabilen MMP-2 ve onun aktivatörü olan membrantip-1 MMP (MT-1MMP); ameloblastlar, odontoblastlar ve pulpa tarafından üretilir (Caron ve ark 2001).

İnsan dentininde MMP-2 mevcudiyeti ilk kez Martin-De Las Heras ve ark. (2000) tarafından tanımlanmış ve mineralizasyon sonrası matrisin yeniden şekillendiğinin indirekt kanıtı gözler önüne serilmiştir (Martin-De Las Heras ve ark. 2000).

Nötrofil kollajenazın (MMP 8) mineralize dentin matriksindeki varlığı da daha sonra gösterilmiş (Sulkala ve ark 2007) olup, kollajenaz (MMP 8) ve jelatinazların (MMP-2 ve 9) öncül ve aktif formlarının dentin çürüğü lezyonlarında yer aldığı ve aktivasyonlarının doğal olarak ortaya çıktığı bildirilmiştir (Tjäderhane ve ark 1998).

Kollajen matrikse bağlı bulunan MMP enzimlerinin üzeri; asit uygulamasından önce apatit kristallerle örtülüdür. Bu kristaller, kollajen fibrillerin dışında ve içinde yer alma durumuna göre ektrafibriler kristalit ve intrafibriler kristalit olarak adlandırılmaktadır.

Hafif asiditeye sahip self-etch adeziv sistem mineralize dentin dokusuna uygulandığında ektrafibriller kristalitlerin birçoğu uzaklaşır. Asidik self-etch adeziv sistem uygulaması ile de intrafibriler kristalitlerin bir kısmı uzaklaşıp MMP enzimlerini açığa çıkararak, aktive olmaları ve kollajen fibrillere doğru harekete geçmeleri sağlanır. Etch & rinse adeziv sistemlerdeki %32-37'lik fosforik asidin dentin dokusuna uygulanması ise hem ektrafibriler hem de intrafibriler kristalitleri uzaklaştırılarak MMP enzimlerinin açığa çıkmasına ve özellikle reçinenin tamamen nüfuz edemediği hibrit tabakada harekete geçerek yıkıma neden olmalarına imkân verir (Pashley ve ark. 2011).

pH'ı 0,7-1 arasında değişen %35'lik fosforik asitle birlikte uygulanan etch & rinse adeziv sistemlerde, mineralize dentin dokusundaki MMP'ler düşük pH nedeniyle denatüre olurlar (Pashley ve ark. 2004; Mazzoni ve ark. 2006). İki aşamalı etch & rinse adeziv sistemlerin uygulandığı yaşlandırılmış dentin örneklerinde MMP-2'nin asit uygulamasını takiben tekrar aktifleştiği (Pashley ve ark. 2004; Mazzoni ve ark. 2006; Nishitani ve ark. 2006; Tay ve ark. 2006), reçine infiltrasyonundan sonra da aktif halde kalabildiği (Reis ve ark. 2007; Abdalla ve ark. 2008; De Munck ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2010a) ve hibrit tabakanın yıkımından sorumlu olduğu gösterilmiştir (Mazzoni ve ark. 2012).

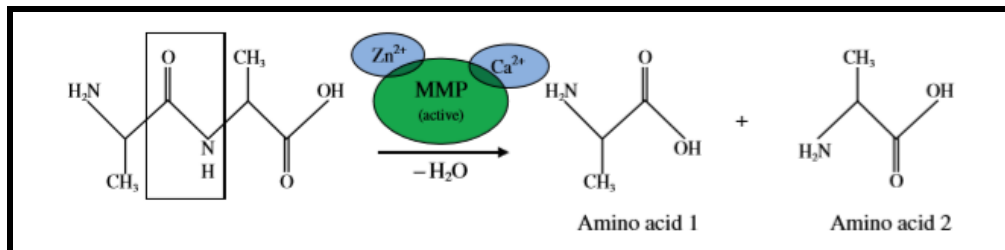
pH değeri 1-2 arasında olan tek aşamalı self-etch adeziv sisteminler; dentin yapısındaki mevcut MMP enzimlerini denature edebilecek etkiyi gösteremedikleri gibi MMP'leri aktif hale bile getirebilirler ki bu durum da; tek aşamalı self-etch adezivlerle MMP inhibitörlerinin kullanılması ihtiyacını doğurur (Nishitani ve ark. 2006).



Self-etch adezivlerin odontoblastlarda MMP-2 sentezini arttırdığını ve enzimlerin dentin sıvısı ile hibrit tabakaya nüfuz ettiğini gösteren Lehmann ve ark.'na (2009) benzer olarak Orsini ve ark.'da (2011) polimerize edilen adezivdeki reaksiyona girmemiş artık monomerlerin pulpadaki fibroblastları uyararak aşırı MMP-2 sentezlenmesine yol açtığını bildirmişlerdir. Hibrit tabakadaki MMP'lerin yıkımdan sorumlu olduğu bildirilmekte ise de ortamda su bulunmaması halinde de MMP'lerin inaktif olarak kaldığı saptanmıştır (Carrilho ve ark. 2005; Tezvergil-Mutluay 2010). Bağlanma dayanımı değerlerindeki azalmanın (Breschi ve ark. 2008; Pashley ve ark. 2011; Liu ve ark. 2011) MMP'lerin hibrit tabakada kollajen fibrilleri hidrolize etmesinden kaynaklandığı belirtilmiştir (Tjäderhane ve ark. 2013).

#### 2.4.1. Matriks Metalloproteinazlar (MMP) ve Diş Çürüğü İlişkisi

Mikroorganizmalar, bakteriyel asitler aracılığıyla öncelikle mine ardından dentinde inorganik matriksi ve hidroksiapatit kristallerini yıkıma uğrattılar. Asidik ortam varlığında, çürük lezyonunun oluşumu dentin kollajen matriksin demineralizasyonu ile başlarken, fibröz kollajenleri bakteriyel asitler hidrolize edemezler. İn vitro çalışmalar, çürükle ilişkili bakterilerin dentini demineralize edebildiğini ancak, dentin organik matriksindeki bozulmadan sorumlu olmadıklarını göstermiştir (van Strijpve ark. 1997; Barkhatova ve ark. 1996). Laktat dehidrogenaz ve glikoproteazlar gibi odontoblast ya da pulpa dokusu kaynaklı konak proteazlarının da hidrolitik enzimlerle beraber kollajen matriksin yıkımında yer aldığı (Dung ve ark.1995) ve bakteriyel asitlerin oluşturduğu demineralizasyon sürecinde ya da bu sürecin sonrasında, dentin organik matriksindeki bozulmanın matriks metalloproteinazlardan kaynaklandığı ifade edilmiştir (Tjaderhane ve ark.1998; Sulkala ve ark. 2001), (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: MMP'ler tarafından peptid bağların kırılmasıyla oluşan kollajen yıkımının şematik olarak gösterilmesi

MMP'ler organogenez, büyüme ve doku dönüşümü sırasında birçok ekstrasellüler matriks proteini ile uyum içinde çalışan bir enzim grubudur. İstenmeyen doku yıkımına neden olan inflamatuvar hastalıklar, multipl skleroz, kronik yaralar, kronik akciğer hasarı, bronşiyal astım, pulmoner tansiyon, tümör ve metastaz gibi çeşitli patolojik durumların etiolojisinde yer alan (Sternlicht 2001; Ohbayashi 2002) ve diş dokusunun gelişiminden, dentin çürüğünün ilerlemesi ile reçine esaslı restorasyonlarda oluşan hibrit tabakanın bozulmasına kadar pekçok süreçten sorumlu olan MMP'ler odontoblastlar tarafından sentezlenirler (Osorio ve ark. 2011). MMP'ler ile Matriks Metalloproteinaz Doku İnhibitörlerinin (TIMP) sentezi arasındaki hassas denge MMP aktivitesini kontrol eder ve TIMP inhibisyonu ile birlikte proenzim aktivasyonu sonucu MMP'lerin katalitik etkinliği gerçekleşir. (Uitto ve ark. 2003).

MMP'lerin diş çürüğü ve periodontitis gibi doku yıkımı olan oral hastalıklarda da dikkat çekici rolü vardır ki buna kollajenazın (MMP-8) bu durumlardaki varlığını örnek gösterebiliriz (Birkedal-Hansen 1993). Tükürükten izole edilen MMP'ler tükürüğün direk olarak çürük dentine ulaşabilmesinden dolayı yıkım sürecinde görev alırlar. MMP'lerin dentin matriksi ve tükürük içindeki varlığının kanıtlanması ile çürük oluşumunda, dentin ekstrasellüler matriksinin yıkımında bakteriyel proteazları takiben konak kaynaklı MMP'lerin de sorumlu olduğu ortaya konmuştur. Kollajenaz (MMP-8) ve jelatinaz (MMP-2 ve MMP-9) öncül ve aktif formlarının dentin çürüğü lezyonlarında görüldüğü ve aktivasyonlarında ortaya çıktığı ifade edilmiştir (Tjaderhane ve ark. 1998). İn vitro dentin çürüğü oluşturma deneylerinde ortama dışarıdan kollajenaz eklenmesinin gerekli olduğu gösterilmiş, tükürükteki artan asit miktarıyla birlikte MMP'lerin aktivasyonunun da artarak demineralize dentin yapısının bozulmasına neden olduğu belirtilmiştir (Katz ve ark.1987). Dentin dokusunda MMP-2, MMP-3, MMP-8 ve MMP-9'un, dentin sıvısında MMP-20'nin (Mazzoni ve ark. 2009; Santos ve ark. 2009; Mazzoni ve ark. 2011; Strobel ve Helwig 2015) ve çürük dişe ait dentin kanallarında da MMP-2, MMP-9, MMP-20'nin bulunduğu belirlenmiştir (Sulkala ve ark. 2007; Mazzoni ve ark. 2009; Boushell ve ark. 2011; Zehnder ve ark. 2011; Mazzoni ve ark. 2012) (Tablo2-2).

Yapılan bir in vivo çalışmada fare molar dişlerinde MMP inhibitörleri uygulanarak tükürük MMP aktivitesi azaltılıp dentin çürüğü gelişiminin azaltılabildiği gösterilmiş (Gendron ve ark. 1999) ve böylece klorheksidinin direk olarak MMP-2, -8

ve -9'un aktivitesini inhibe ettiğine dikkat çekilmiştir (Gendron ve ark. 1999). MMP'lerin çürük ve diğer oral patolojilerle ilişkisine dair kanıtlar daha ileri çalışmalar yapılmasını zorunlu kılmaktadır (Sorsa ve ark. 2004).

**Tablo 2-2: Dentin dokusunda yer alan Matriks Metalloproteinazlar (Mazzoni ve ark. 2009)**

<b>Dentin dokusunda yer alan Matriks Metalloproteinazlar</b>	
MMP- 2	Jelatinaz (Gelatinase A)
MMP- 3	Sitromelisin (Stromelysin-1)
MMP- 8	Kollajenaz (Neutrophil collagenase/ collagenase-2)
MMP- 9	Jelatinaz (Gelatinase B)
MMP- 20	Enamelisin (Enamelysin)

#### **2.4.2. Matriks Metalloproteinaz (MMP) İnhibitörleri**

MMP enzimlerini inhibe eden bazı faktörler tanımlanmıştır. Bunlardan biri, genel proteinaz inhibitörü olarak bilinen ve yüksek molekül ağırlığı nedeni ile dokulara girmesi zor olan  $\alpha$ 2-makroglobulin diğeri ise antikollajenaz aktiviteye sahip olan serum C-reaktif proteindir. Bunun yanı sıra bazı spesifik Matriks Metalloproeteinaz Doku İnhibitörleri (TIMP) tanımlanmıştır. TIMP'ler, MMP aktivitesini hem proenzim aktivasyonu aşamasında hem de substrat parçalanması sırasında düzenlerler. Diğer proteinaz inhibitörleri ile olduğu gibi aktivite sadece spesifik lokalizasyonlarda ortaya çıkar. Fizyolojik ve patolojik süreçlere göre MMP'ler ve TIMP'ler arasında bulunan oran değişkenlik gösterir. MMP-2'nin doku inhibitörü (TIMP) 2 ve jelatinaz B (MMP-9)'nin doku inhibitörü TIMP 1'dir. MMP-2 ve MMP-9'un aktivasyonu, MMP aktivatörlerinin ve inhibitörlerinin dengesinin değişimine bağlı olarak oluşur (Chang ve ark. 2002, Kerkelä ve Saarialho-Kere 2003, Lambert ve ark. 2004). Bazı MMP inhibitörleri Tablo 2-3'de gösterilmiştir.

Tablo 2-3: MMP inhibitörleri (Perdigao ve ark. 2013).

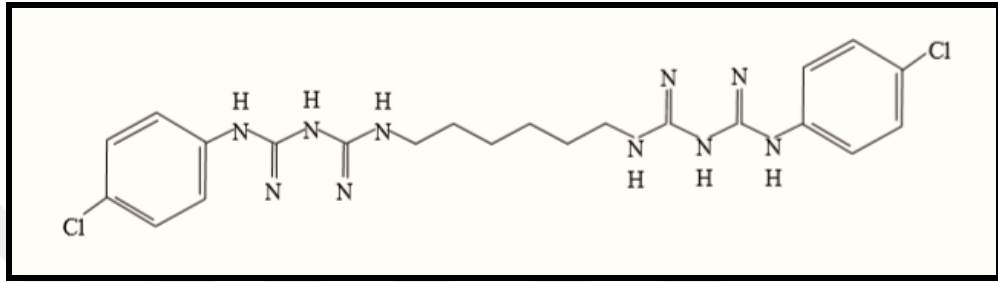
MMP İNHİBİTÖRÜ	UYGULAMA ŞEKLİ
<b>Klorheksidin (CHX)</b>	<b>Fosforik asit içinde, Solüsyon olarak, Adeziv içine ilave edilerek</b>
<b>EDTA</b>	<b>%2 EDTA solüsyonu self-etch sistemlerde smear tabakası yüzeyine, etch&amp;rinse sistemlerde demineralize dentin yüzeyine</b>
<b>Galardin</b>	<b>Test aşamasında</b>
<b>Quaternary Ammonium bileşikleri (QAC)</b>	<b>Fosforik asit içine, adeziv sistem içine ilave edilerek</b>
<b>Tetrasiklin</b>	<b>Solüsyon olarak</b>
<b>Carbodiimide Proantosiyanidin Genipin</b>	<b>Test aşamasında</b>
<b>Ultraviole ile aktive olan riboflavin</b>	<b>Test aşamasında</b>
<b>Biomimetik mineralizasyon</b>	<b>Test aşamasında</b>

MMP inhibitörleri ile ilgili in vitro çalışmaların sınırlı sayıda olması, dentin dokusunda uzun dönem in vitro bağlanma dayanım değerlerine ilişkin fazla verinin bulunmaması, biyouyumluluk çalışmasına ihtiyaç duyulması, klinik çalışmaların yapılmamış olması, ilgili çalışmaların maliyetlerinin yüksek olması gibi dezavantajlarından dolayı MMP inhibitörleri içinde en çok kullanılan, etkinliği hakkında daha fazla bilgiye sahip olunan klorheksidin (CHX)'dir (Collares ve ark. 2013; Perdigao ve ark. 2013; Reis ve ark. 2013; Montagner ve ark. 2014), (Şekil 2-2).

#### 2.4.2.1. Klorheksidin (CHX)

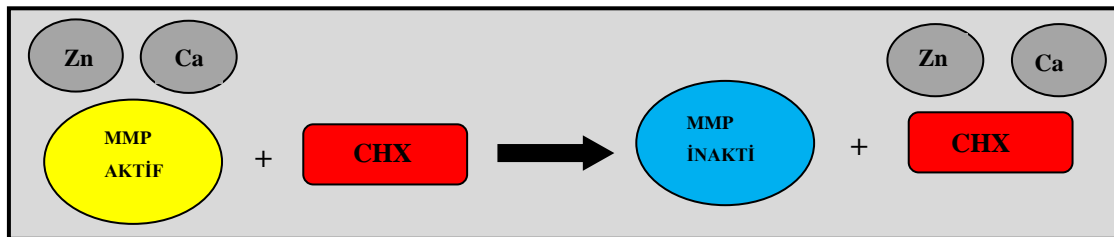
Dentin dokusunun yüzey enerjisini arttırarak adezivin ıslatabilirliğini arttıran (Perdigao ve ark. 1996), kavite duvarlarında, smear tabakasında, mine-dentin birleşiminde, dentin kanallarında kalan bakterilerin uzaklaştırılmasında kavite

dezenfektanı olarak kullanılan (Elkassas ve ark. 2014), topikal ağız gargarası formu ile dental plak ve gingivitise karşı etkinlik gösteren (Lamont 2012; Oliveira ve ark. 2014) geniş spektrumlu antimikrobiyal bir ajan olan klorheksidinin kimyagrafisi ve ELISA yöntemlerinin kullanıldığı birçok çalışmada MMP'lerin inhibisyonunda etkili olduğu ve % 0,0001'lik konsantrasyonda MMP-2 aktivitesini, %0,002'lik konsantrasyonda MMP-9 aktivitesini inhibe ettiği bildirilmiştir (Gendron 1999; Breschi ve ark. 2010a, 2010b; Sabatini 2013).



Şekil 2-2: Klorheksidinin yapısal formülü (Gendron 1999)

Klorheksidin, güçlü pozitif iyon yüküne sahip olma özelliği ile mineralize diş dokusunda fosfat gruplarına, demineralize diş dokusunda da karboksilik asit gruplarına elektrostatik olarak bağlanabilmektedir. Katyonik şelasyon ile kalsiyum ve çinko iyonlarını ayırarak MMP'lerin içeriğindeki katalitik aktivasyonu engellemekte, MMP-2, MMP-8 ve MMP-9'u inaktif hale getirebilmekte (Gendron ve ark. 1999; Kim ve ark. 2010a; Tezvergil-Mutluay ve ark. 2010; Wang ve ark. 2014; Sabatini ve Pashley 2014), doygunluğuna bağlı olarak gerekli durumlarda terapötik seviyelerde de tekrar salınımı söz konusu olabilmektedir (Carrilho ve ark. 2010; Kim ve ark. 2010a). Klorheksidinin etki mekanizması Şekil 2-3'de gösterilmektedir (Strobel ve Hellwig 2015).



Şekil 2-3: Klorheksidin etki mekanizması (Strobel ve Hellwig 2015).

Fosfat grupları ile rahatça bağlanarak diş yüzeylerine yüksek afinite gösterebilen klorheksidin asitleme ile bu afinitesi daha da artırılabilir (Nordbo 1972; Glermo 1989). Asit uygulamasının minenin serbest yüzey enerjisini artırması dentinde de aynı etkiyi gösterebileceğinin düşünülmesine neden olmuş (Perdok ve ark. 1989), dentinin ıslanabilirliğinin ve bu yolla primerlerin diş dokularına bağlantısının arttırılabileceği belirtilmiş (Ruyter 1992), ancak hidroksiapatit yüzeyinde asitleme ile oluşan kalsiyum kaybının ve yüzeyde klorheksidin bıraktığı artıkların bu olumlu etkileri ortadan kaldıracabileceği de ifade edilmiştir (Sodhi ve ark. 1992).

Fosforik asit ile dentinin demineralize edildiği etch & rinse adeziv sistemlerde dentin yüzeyine uygulanan klorheksidin; MMP enzimlerini inhibe edip kollajen fibrillerin degradasyonunu önleyip, hibrit tabakasının bütünlüğünü ve sürekliliğini koruyarak adeziv restorasyonların klinik başarısını arttırmaktadır (Hebling ve ark. 2005; Brackett ve ark. 2007; Carrilho ve ark. 2007a; Brackett ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2009; Loguercio ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2010a; Ricci ve ark. 2010; Stanislawczuk ve ark. 2011a; Mazzoni ve ark. 2011). Ayrıca etch & rinse adeziv sistemlerde klorheksidin fosforik asit öncesi veya sonrasında uygulanmasının bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmalarda; her iki uygulamanın da başlangıçtaki bağlanma değerlerinde farklılık oluşturmadığı ancak uzun dönemde dentine olan bağlanma dayanımlarının fosforik asit sonrasındaki klorheksidin uygulamasında daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Soares ve ark. 2008; Chang ve Shin 2010).

Self-etch adeziv sistemlerde klorheksidin uygulamasının MMP'lerin inhibisyonu ve degradasyonu üzerindeki etkisi tartışmalı bir konudur. Orta asiditeye sahip self-etch adeziv sistemler kullanıldığında jelatinolitik ve kollajenolitik aktivite saptandığını bildiren çalışmalara (Nishitani ve ark. 2006; Mazzoni ve ark. 2013a) karşılık bazı araştırmacılar MMP aktivitesinin bulunmadığını ileri sürmüşler ve çalışma sonuçları arasındaki farklılıkların metodolojik yöntemlerden kaynaklandığını bildirmişlerdir (De Munck ve ark. 2009; De Munck ve ark. 2010).

Klorheksidin konsantrasyonu ile bağlanma dayanımı arasında bir ilişki olduğu ancak bunun doğru orantılı bir ilişki olmadığı; dişin yapısının, dentin yüzeyinin, adeziv sistemin, klorheksidin uygulama süresinin ve uygulama tekniğinin bu bağlanma dayanımında önemli rol oynadığı belirtilmiştir (Collares ve ark. 2013). Yapılan meta-

analiz çalışmasında, %0,2'lik klorheksidin uygulamasının başlangıçtaki dentine olan bağlanma dayanım değerlerini olumsuz yönde etkilediği buna karşın %2'lik klorheksidin uygulamasının başlangıçtaki dentine olan bağlanma değerlerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığı ifade edilmiştir (Montagner ve ark. 2014). Yapılan çalışmalarda % 0,02'lik, % 0,2'lik ve %2'lik klorheksidin uygulamalarının adeziv sistemlerin dentine olan başlangıç bağlanma değerlerini etkilemediği (Breschi ve ark. 2009; Campos ve ark. 2009a; Campos ve ark. 2009b) ancak %4'lük klorheksidin anlamlı düzeyde bu değerleri azalttığı (Loguercio ve ark. 2009) gösterilmiştir.

Fonksiyonel bir adezivin oluşturulabilmesi için yapıya katılan klorheksidin adeziv içerisindeki herhangi bir bileşikle reaksiyona girmemesi, adezivin elastisite modülünü ve polimerin çözünürlüğünü değiştirmemesi gerekir. Bu sebepten, araştırmacılar uzun dönem bağlanma dayanım çalışmalarına ve klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir (Zhou ve ark. 2009; Zhou ve ark. 2011; De Munck ve ark. 2010).

## **2.5. Dental Adezyon ve Diş Sert Dokularına Bağlanma**

Amerikan Test ve Materyal Birliği'nin D 907 spesifikasyonunda; adezyon “iki farklı yüzeyin birleşme / bağlanma veya her ikisini de içeren kuvvetler ile bir arada tutulduğu durum” olarak tanımlamaktadır. Adezyon kelimesi Latince kökenli “adhaerere” kelimesinden gelmektedir (Perdigao ve Swift 2006). Adezyonu gerçekleştirmek için kullanılan materyale “adeziv”, adezivin uygulandığı materyale ise “aderent” denir. Bu terminolojiye göre bağlayıcı sistemler adeziv, diş sert dokuları ise aderenttir. Bağlanmanın meydana gelmesi için bu iki materyal arasında tam temas ve bunun sonrasında çekim oluşması gerekir (Van Meerbeek ve ark. 2006; Marshall ve ark. 2010).

Adeziv-aderent ilişkisini etkileyen başlıca üç önemli kavram; adeziv materyalin kritik yüzey gerilim değeri, adeziv materyalin aderent yüzeyle yaptığı temas açısı ve aderent yüzeyin ıslanabilirlik miktarıdır (Perdigao ve Swift 2006; Dayangaç 2011). Başarılı bir bağlanma gerçekleşebilmesi için adeziv sistemin kritik yüzey gerilim değerinin, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olması gerekir. Yüzeyin ıslanabilirliği, sıvının uygulandığı yüzeye temas ettiği açı ile belirlenmektedir. Etkili bir bağlanma için aderentin ıslanabilirliği yüksek, yani adeziv sistemin deyim

açısı mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Yüzeylerin ıslanabilirliğinin artması kimyasal ve mikromekanik bağlanmayı kolaylaştırır (Van Meerbeek ve ark. 2006). Bu nedenle diş dokularına bağlanmayı güçlendirmek için yüzey pürüzlendirici uygulamalar tasarlanmış ve ıslatabilme özelliği yüksek olan, kritik yüzey gerilim değeri düşük adezivler geliştirilmiştir. Bağlanma açısından bu özellikler, minede dentine kıyasla daha iyidir (Van Meerbeek ve ark. 2006; Dayangaç 2011).

Adezyon kimyasal, fiziksel ya da mekanik olarak gerçekleşebilir (Perdigao ve Swift 2006; Van Meerbeek ve ark. 2006; Marshall ve ark. 2010). Diş hekimliğinde diş dokularında oluşturulan bağlanma en çok mekanik yolla gerçekleşmekte olup diğer bağlanma çeşitlerinin katkısı sınırlıdır (Van Meerbeek ve ark. 2006).

Adeziv diş hekimliğinin gelişimi, 1955 yılında Buonocore tarafından minenin asitle pürüzlendirilmesinin ardından, polimetil metakrilatin restoratif amaçla kullanılarak diş dokusuna olan bağlantısının araştırıldığı çalışmalarla başlamıştır (Van Meerbeek ve ark. 2003; Dayangaç 2011). Nakabayashi ve ark. 1982'de asitleme ile dentin yüzeyinde mineralize dokunun uzaklaştırılmasının veya dentin kollajen matriksin açığa çıkarılmasının dentin adezyonunun sağlanmasında etkili bir yöntem olduğunu belirtmişler ve reçine materyallerin ilk defa dentin dokusu içerisine girmesi konusunda görüş bildirmişlerdir. Fusayama (1993), asitlenmiş dentin yüzeyine bağlantının daha iyi olduğunu ve bu nedenle dentin dokusunun asitlenmesi gerektiğini öne sürmüştü de dentin kanalları aracılığı ile asitin pulpaya zarar verebileceği ve zayıf bağlantı sağlanacağı düşüncesiyle uzun yıllar dentin yüzeyinde asitleme işlemi gerçekleştirilmemiştir (Van Meerbeek ve ark. 1996).

Adeziv restoratif işlemler sırasında mine ve dentin yüzeyindeki kavite hazırlıklarının dışında yapılan asitleme işlemi de diş yüzeyinin bağlanma için uygun hale getirilmesinde önemli bir aşamadır. Bu uygulama ile smear tabakasının uzaklaştırılması, kollajen yapının açığa çıkarılması, dentin geçirgenliğinin artması ve apatit kristallerinin çözünmesi ile mikroporöz bir yüzey oluşturulmasının yanısıra aderentin yüzey enerjisi de arttırılmış olur (Pashley ve ark. 1993).

Mine dokusuna bağlanma, polimerlerin asitlenmiş yüzeye mikromekanik tutunması veya hidroksiapatite kimyasal bağlanması ile gerçekleşir. Mine dokusunun demineralizasyonu için genel olarak %30-40 konsantrasyon aralığında pH'sı~0,1 olan



orto fosforik asit kullanılmaktadır. Bu uygulama altın standart olarak kabul edilmekte, demineralize mine dokusuna primer ve bağlayıcı reçine uygulandığında iyi bir mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2001).

Nakabayashi tarafından tanımlanan hibridizasyon teorisi (Nakabayashi 1985) dentine bağlanmanın temelini oluşturmaktadır. Asit ile yüzeysel dentinin demineralizasyonu sonucu kollajen ağın açığa çıkması fibrillerin içinde ve arasında mikro boşlukların oluşmasını sağlar. Düşük viskoziteli monomerlerin bu bölgeye uygulanması sonucu reçine ile dentinden oluşan bir difüzyon tabakası oluşur. Polimerizasyon sonucu karmaşık fibril ağı içerisine reçinenin girmesi sonucu oluşan bu iç içe girmiş dentin ve reçine tabakası “hibrit tabaka” olarak isimlendirilir. Dentine mikromekanik olarak bağlanan hibrit tabaka günümüz dentin adeziv sistemlerinin çoğunun bağlanma mekanizmasını oluşturmaktadır. Dentin yüzeyinin ıslanabilirliğine ve adeziv reçinenin primer uygulanmış dentin yüzeyine penetrasyonuna bağlı oluşan hibrit tabaka dentin ile restorasyon materyali arasındaki bağlantıyı sağlamakta ve dolayısıyla mikrosızıntıyı da azaltarak sekonder çürükleri önleyebilmektedir. Elastik modül değeri dentin ve kompozit materyali arasında olan hibrit tabaka, kompozitlerin polimerizasyonu sırasında oluşan büzülme kuvvetlerini azaltarak restorasyonların kenar uyumunu ve retansiyon oranlarını arttırmaktadır (Pashley ve ark. 1993; Swift ve ark. 1995; Goracci 1996). Asitleme ile açığa çıkarılan kollajen liflerin tamamının primer ve adeziv reçine uygulaması neticesinde desteklenememesi halinde ise kollajen lifler hidrolize olmakta ve uzun dönemde restorasyon kaybı gelişebilmektedir (Pashley ve ark. 1993; Goracci 1996).

Klinikte etch & rinse tekniğinin ikinci uygulama basamağında yer alan primerler, adezyon mekanizmasında en önemli rolü oynayan yapılardır. Hidrofilik yapıdaki dentin yüzeyini adeziv reçinenin etkin şekilde penetre olabileceği hidrofobik bir yapı haline getiren (Van Meerbeek ve ark. 1998) ve çift fonksiyonlu bir molekül olan primerlerin, bir ucunda hidrofobik grup, diğer ucunda ise hidrofilik grup bulunur. Hidrofilik fonksiyonel grup dentin dokusunun kollajen fibrilleri ile hidrofobik fonksiyonel grup ise adeziv reçine ile bağlanma gerçekleştirmektedir.

Düşük moleküler ağırlığı ve hidrofilik yapısı nedeni ile 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) primer solusyonlarına en çok ilave edilen monomerdir. HEMA'

nın oldukça iyi olan ıslatma özelliği sayesinde reçine penetrasyonu ve kollajen ağın genişlemesi sağlanarak aynı zamanda dentinin ıslanabilirliği de arttırılabilmektedir. Primerin işlevi, demineralize dentinin porözitesini korumak ve nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirmektir (Perdigao ve ark. 1994; Stangel ve ark. 2007).

Adeziv reçineler, primer ve uygulanan kompozit reçine ile birlikte polimerize olurlar ve polimerizasyon sonucu adeziv bağlanmanın direncine önemli derecede katkı sağlarlar. Bunlar tipik olarak komonomerlerin bileşiminden meydana gelirler ve bu komonomerlerin her biri adeziv bağlanmanın oluşmasına katkı sağlayan spesifik özellikler taşırlar (Marshall ve ark. 1997).

Adeziv sistemlerin kullanılması ile diş dokuları ve restoratif materyal arasında gerçekleşen mikromekanik retansiyon sonucu ağızdaki sıvıların, bakteri ve bakteri ürünlerinin dentin kanalları aracılığı ile pulpaya geçişi önlenerek hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük gibi klinik problemler en aza indirilebilmektedir (Duke 1993). Aynı zamanda, yapılan adeziv restorasyonlarla zayıflamış diş dokuları fonksiyonel kuvvetlere karşı korunmakta ve başarılı estetik sonuçlar da alınabilmektedir (Van Meerbeek ve ark. 1998).

## **2.5.1 Dentin Adeziv Sistemler**

Bağlayıcı sistemler uzun yıllar jenerasyonlarına göre sınıflandırılmışlarsa da (Bayne 2002) artık günümüzde daha çok bağlanma stratejilerine ve uygulama basamaklarının sayılarına göre sınıflandırılmaktadırlar (Van Meerbeek, ve ark. 2001).

### **2.5.1.1 Etch & Rinse Adeziv Sistemler**

%30-40 konsantrasyonlarındaki ortofosforik asidin farklı sürelerde mine ve dentin dokusuna uygulanıp daha sonra yüzeylerden yıkanarak uzaklaştırıldığı bu sistemlerde asitleme işlemini takiben yüzeylere primer ve ardından bağlayıcı reçine uygulaması yapılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003). İki ve üç aşamalı olarak uygulanabilen etch & rinse sistemlerde bağlayıcılar benzer adezyon mekanizmaları ile diş dokularına tutunurlar. Uygulanan fosforik asit ile smear tabakası kaldırılıp, aynı zamanda dentinde 3-5 µm derinliğinde kollajen fibril ağıının açığa çıkarılması sağlanırken, reçinenin bu ağa difüze olması ile mikromekanik bağlanmanın meydana gelmesi hedeflenir (Marshall ve ark. 1997). Asit uygulamasından sonra adezyonu

arttıran monomerler bir ya da iki aşamada uygulanarak açığa çıkmış kollajen ağa penetre olurlar.

#### **2.5.1.1.1. Üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemler**

Üç aşamalı sistemlerde asit, Bis-GMA gibi yüksek oranda hidrofobik monomerler ile daha az miktarda HEMA gibi hidrofilik bir monomer içeren primer ile bağlayıcı reçine ayrı aşamalarda uygulanır (Roberson 2011).

Primer uygulaması, açığa çıkmış kollajenin yeterli bir şekilde ıslatılmasını ve kalan suyun uzaklaştırılmasını sağlayarak bağlayıcı reçine infiltrasyonu için dentin yüzeyini uygun hale getirir. Primer ajan organik çözücü içinde çözülmüş hidrofilik özelliğe sahip spesifik monomerlerin bir karışımıdır. HEMA bu primer solusyonlara en fazla katılan önemli bir polimerdir. HEMA'nın hidrofilik doğası ve düşük moleküler ağırlığı nedeniyle kollajen ağının genişlemesini ve reçinenin bu ağa penetrasyonunu arttırarak bağlayıcının bağlanma direncini geliştirebileceği belirtilmektedir (Marshall ve ark. 1997; Becker ve ark. 2007). Üç aşamalı etch & rinse sistemlerde primer; aseton, etanol, su gibi çözücülerden birini ya da birkaçını içerebilir. Asetonun avantajı yüksek buharlaşma basıncı ve suyla yer değiştirebilmesidir. Çözücü, su ile ne kadar iyi yer değiştirirse demineralize dentin içerisine monomer difüzyonu o derece başarılı olur. Bununla beraber, aseton içeren adezivlerin; yapılarındaki asetonun yüksek uçuculuğu ve hızla buharlaşması nedeniyle raf ömürleri oldukça kısadır. Etanol ve su; polar çözücüler olduğundan asitleme sonrası yapılan yıkama-kurulama işlemleri sırasında kollaps olan kollajen yapının genişlemesine olanak sağlarlar (Pashley ve ark. 2001).

Üç aşamalı sistemlerde bağlayıcı reçine kısmı çapraz bağlı metakrilatlardan oluşmaktadır. Bunlar bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikoldimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA) (Van Meerbeek ve ark. 1998). Çözücü içermeyen, doldurucu ya da doldurucusuz esas olarak hidrofobik monomer içeren bağlayıcı reçine kısmının asıl fonksiyonu; kollajen fibriller arasında kalan aralıkları doldurmaktır. Bu monomerlerin polimerizasyonu sonucu hibrit tabaka ve reçine uzantıları meydana gelerek mikromekanik bağlanma gerçekleşir (Van Meerbeek ve ark. 2001).

### 2.5.1.1.2. İki aşamalı etch & rinse adeziv sistemler

Uygulama sırasında oluşabilecek hataların en aza indirebilmesi amacıyla aşamaların azaltıldığı ve basitleştirildiği iki aşamalı etch & rinse bağlayıcı sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde primer ve adeziv tek şişede yer almaktadır. Asit uygulamasını takiben mine ve dentine uygulanan tek şişe içerisindeki primer ve bağlayıcı reçine, dentin kanallarının içine reçine uzantıları oluşturmak üzere penetre olur. Demineralize dentin yüzeyine uygulanan ilk tabaka primer görevi görür ve dentin yüzeyindeki serbest enerjiyi artırır (Roberson 2011). Hidrofilik ve iyonik monomerler bir arada bulunduğu için ara yüzeyde hidrofobik reçine tabakası oluşmamakta bu da su geçirgenliğine, degradasyona karşı daha elverişli bir ara yüzeyin oluşmasına ve bağlanma dayanımlarında zamanla azalmaya neden olabilmektedir.

İki aşamalı etch & rinse sistemlerin uygulama aşamalarının azaltılması ile daha kolay kullanım kolaylığı sunmaları ve post-operatif hassasiyeti azaltmaları gibi önemli avantajları olsa da üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemlere göre daha düşük bağlanma değerlerine sahip olmaları, aseton bazlı adezivlerde solventin uzaklaştırılması ve adezivin birkaç kat uygulanmasına bağlı olarak düşük etkinlik göstermeleri ve bazı sistemlerin self-cure veya dual-cure kompozitlerle uyumsuzluk göstermesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Brenna 2012) (Tablo 2-4).

İki ya da üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemlerin dentine bağlanma mekanizmaları benzerlik göstermekte olup, dentin yüzeyinin fosforik asitle pürüzlendirilmesi ile kollajen ağının açığa çıkarılmasını takiben hemen hemen bütün hidroksiapatitlerin ortamdaki uzaklaştırılması prensibine dayanmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 1996). Fosforik asit uygulamasının ardından yıkama işleminin yapıldığı etch & rinse adeziv sistemlerde dentin yüzeyinin aşırı derecede kurutulması hidroksiapatitini kaybetmiş desteksiz kollajen fibrillerin büzülmesine yol açarak reçinenin infiltrasyonunu sınırlandırır. Asitle pürüzlendirmenin ardından yıkama işlemi sonrası yüzeyin tamamen kurutulmadığı, hafif nemli bırakıldığı “nemli bağlanma tekniği” ile kollajen fibrillerin konumlarının korunup bir sünger gibi davranması sağlanır. Böylece reçinenin bu yüzeye infiltrasyonu daha kolay gerçekleşerek in vitro bağlanma dayanıklılığı artar (Perdigao ve ark. 2006). Ancak bu uygulama yüksek derecede teknik hassasiyet gerektirdiğinden, bırakılacak aşırı nem uygulanan primerin sulanıp etkisinin

azalmasına veya reçinenin hibrit tabaka içinde polimerizasyonunun tam gerçekleşmemesine neden olur ki bu da bağlanmayı olumsuz olarak etkileyebilir (Dayangaç 2000).

**Tablo 2-4: Üç ve iki aşamalı etch & rinse sistemlerin avantaj ve dezavantajları. (Van Meerbeek ve ark.1996)**

ÜÇ AŞAMALI SİSTEMLER		İKİ AŞAMALI SİSTEMLER	
AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI	AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
Asit, primer ve adezivin bağımsız uygulanması	Dentinin aşırı asitle pürüzlendirilme riski	Üç basamaklı sistemlerin temel özelliklerine sahip olması	Dentinin aşırı asitle pürüzlendirilme riski
Düşük teknik hassasiyet	Zaman alıcı uygulama aşamaları	Bir basamağın azalmasıyla daha basit uygulama	Zaman alıcı uygulama aşamaları
Mineye en güçlü bağlanma	Asitle pürüzlendirme sonrası yıkama ihtiyacı	Tek şişede bulunması	Asitle pürüzlendirme sonrası yıkama ihtiyacı
Daha etkin ve tutarlı sonuçlar	Aşırı kurutma veya ıslatmaya karşı duyarlılık	Dolduruculu adeziv kullanma imkânı	Aşırı kurutma veya ıslatmaya karşı duyarlılık
Dolduruculu adeziv kullanma imkânı	Zayıf monomer-kollajen etkileşimi		Zayıf monomer-kollajen etkileşimi

### 2.5.1.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Nakabayashi ve Saimi (1996) ile Van Meerbeek, Perdigao ve ark. (1998) self-etch adeziv kullanımıyla, klinik uygulamanın kolaylaştığını, dentinin yüzeysel demineralizasyonu ile dokuda polimerize olabilen monomerlerin penetrasyonunun hem eş zamanlı hem de aynı derinlikte olabildiğini ve aynı zamanda da dentinde devamlılık gösteren adeziv bağlantının oluşturulabildiğini bildirmişlerdir. Monszner ve ark. (2005) ile Peumans, Kanumili ve ark. (2005) da; manipulasyon hatalarından oluşabilecek sorunların en aza indirgenmeye çalışıldığı self-etch sistemlerin; kısa klinik uygulama

aşamalarından dolayı daha düşük teknik hassasiyete sahip olduklarını, buna bağlı olarak daha düşük oranda post-operatif hassasiyet ile nano-sızıntı oluşma sorunuyla karşılaşıldığını ve bu özelliklerinden dolayı da bu sistemlerin en çok umut veren adeziv sistemler olduğunu ifade etmişlerdir. Asit yıkama işlemi içermediğinden bu bağlayıcı sistemlerin, smear tabakasını uzaklaştırmadıkları ancak bu tabakayı çözümlenerek modifiye ettikleri, demineralize olan smear tabakası ve smear tıkaçları ile hibrit tabakanın iç içe olduğu heterojen bir yapıyı oluşturdukları rapor edilmiştir (Pashley ve Carvalho 1997).

Son yıllarda, piyasaya sunulan tek aşamalı self-etch sistemlerin çok basamaklı self-etch ve etch & rinse sistemlere oranla daha düşük bağlanma değerleri gösterdikleri bildirilmektedir (Fritz ve Finger 1999; Inoue, Vargas ve ark. 2001; Inoue ve ark. 2003; Bouillaguet ve ark. 2001). Yüksek hidrofilik yapıları nedeniyle, hibrit tabakada geçirgen bir membran oluşturarak adeziv katman boyunca doku sıvılarının geçişine izin verdiklerini (Tay ve Pashley 2001; Tay, Pashley, Suh ve ark. 2002; Tay, Pashley ve Yoshiyama 2002; Tay, King ve ark. 2002), “su dalları” olarak adlandırılan bu nano-sızıntı alanlarının smear tabakasının ve suyun uzaklaştırılmamasından ve monomerlerin optimal şekilde polimerize olamamasından kaynaklandığını belirten araştırmacılar (Tay ve Pashley 2001) bu özellikleri materyalin uzun dönemde bozulmaya daha yatkın hale gelmesindeki önemli faktörler olarak bildirmişlerdir (Tay ve Pashley 2001; Tay, Pashley, Suh ve ark. 2002).

pH değerlerine ve asitleme potansiyellerine göre kuvvetli, hafif ve orta olarak sınıflandırılan (Pashley ve Tay 2001; Van Meerbeek, Inoue ve ark. 2001; Salz ve ark. 2006) self-etch adezivlerden kuvvetli self-etch bağlayıcıların pH değerleri genellikle bir ve birin altındadır (Tablo 2-5). Bağlanma mekanizmaları; etch & rinse sistemlerindeki gibi difüzyon esaslı olan bu yüksek asit değerli self-etch bağlayıcılar, güçlü bir demineralizasyon etkisi göstererek, mine dokusunda etch & rinse sistemlerdeki asitlenmiş yüzeye benzer bir yüzey oluştururlar (Pashley ve Tay 2001). Özellikle dentinde düşük bağlanma değerleri gösteren ve mikro-çekme dayanım testlerinde başarısız sonuçlar veren (Inoue, Vargas ve ark. 2001) bu bağlayıcı sistemlerde; bağlanma etkinliğinin önemli ölçüde düşük olmasının nedenleri arasında başlangıçtaki yüksek asiditeleri ile adeziv ara yüzeyinde kalarak tutunmayı zayıflatan, nano-sızıntı için ortam hazırlayan, infiltre olan monomerlerin polimerize olmasını engelleyen ve

ortamdan uzaklaştırılması çok zor olan artık suyun varlığı gösterilmektedir (Tay ve Pashley 2003; Fundingsland ve ark. 1992).

pH'ı 2 civarındaki zayıf self-etch adezivler sadece dentin yüzeyini çözerek hibrit tabakanın içinde önemli sayıda hidroksiapatit kristalinin kalmasına ve bu kristallerin fonksiyonel monomerlerin spesifik karboksil yada fosfat grupları ile kimyasal etkileşimde bulunmasına neden olurlar (Yoshida ve ark. 2004). Bu sistemlerin kuvvetli self-etch bağlayıcıların oluşturduğundan daha ince bir hibrit tabaka oluşturdukları ancak oluşan bu tabakanın kalınlığının bağlanma etkinliğinde çok da büyük önemi olmadığı bildirilmiştir (Inoue, Van Meerbeek ve ark. 2001). Kavite preparasyonunda oluşan smear tabakası ile etkileşimde; minede asitleme sonucu oluşan pürüzlülük ve mikromekanik kilitlenmede; dentinde hibridizasyon boyunca sığ bir mikromekanik kilitlenme elde edilmesinde etkili olan zayıf self-etch bağlayıcıların kullanımı ile oluşturulan mikromekanik bağlanma, restorasyonun daha dayanıklı olmasına; kimyasal bağlanma ise hidrolitik yıkıma karşı dirençli bir bağlanma sağlanarak restorasyon kenarlarının uzun süreli, hermetik olarak kapanmasına imkân vermektedir (Sano ve ark. 1999; Hashimoto ve ark. 2000; Hashimoto ve ark. 2002; Yoshida ve ark. 2004).

pH'ları 1,5 civarında olup zayıf self-etch bağlayıcılara göre daha asidik olan "orta şiddette asit etkili self-etch" bağlayıcılar mine ve dentinde daha iyi bir mikromekanik kilitlenme gösterirler (Van Meerbeek ve ark. 2003). Bu materyallerle üstte tümüyle demineralize dokunun bulunduğu, altta ise kollagen ve hidroksiapatitin varlığını koruduğu bölümlü demineralize katmanının yer aldığı 2 katlı hibrit bir yapı oluşturulmaktadır.

Self-etch adeziv sistemlerin bağlanmadaki başarımın nedenleri olarak; adezivin içerisindeki fonksiyonel monomerleri, moleküler yapısı ve hidroksiapatite olan afinitesi gösterilmiştir (Van Meerbeek ve ark. 2011). Fosfat, karboksilik asit ve alkol grupları en çok kullanılan fonksiyonel gruplar olup bu asidik monomerler self-etch adezivlerin fiziko kimyasal özelliklerinde ve dentine olan bağlanma başarısında önemli role sahiptirler. 10-MDP fonksiyonel monomerinin, adeziv ara yüzey degradasyonuna direnç gösterebilen yapısı, bu adezivlerin diş sert dokularına kimyasal olarak bağlanarak yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesinde rol oynamaktadır (VanLanduyt ve

ark. 2008; Peumans ve ark. 2010; Van Meerbeck ve ark. 2011; Yoshihara ve ark. 2013; Feitosa ve ark. 2014a) (Tablo 2-6).

**Tablo 2-5: Self-etch adezivlerin sınıflandırılması (De Munc ve ark. 2005).**

Self-etch adeziv	Asidite
Hafif Asidik	$\text{pH} \geq 2,0$
Orta Asidik	$\text{pH} \approx 1,5$
Kuvvetli Asidik	$\text{pH} \leq 1,0$

Orta şiddette asidik özelliğe sahip self-etch adezivlerin dentine olan başarılı bağlanmalarına karşın mineye olan bağlanmalarındaki başarıları halen tartışılmaktadır. Bazı araştırmacılar orta şiddetli asidik özelliğe sahip bu sistemlerin etch & rinse sistemlerle mineye bağlanma etkinliği açısından benzer başarı gösterdiğini belirtirken (Hanning ve ark. 1999; Shimada ve ark. 2002; Hashimoto ve ark. 2003; Lopes, Marson ve ark. 2004; Senawongse ve ark. 2004) bazı araştırmacılar da daha düşük bağlanma etkinliğine sahip olduklarını bildirmişlerdir (Miguez ve ark. 2003; Perdigao ve Geraldini 2003; Van-Landuyt ve ark. 2006). In-vitro çalışmalarda, termalsiklus (Miyazaki ve ark. 2000), termal mekanik yüklemeler (Frankenberger ve Tay 2005) ve suda bekletme (Wang ve ark. 2004) uygulamalarından sonra orta şiddette asidik özelliğe sahip iki aşamalı self-etch sistemlerin mineye bağlanma değerlerinde önemli ölçüde azalma olduğu rapor edilmiştir.



**Tablo 2-6: Self-etch sistemlerin avantaj ve dezavantajları (Van Meerbeek ve ark.2003)**

AVANTAJLARI	DEZAVANTAJLARI
Eş zamanlı demineralizasyon ve reçine infiltrasyonu Asitle pürüzlendirme sonrasında yıkama gerektirmeme Zaman kazandırıcı uygulama aşamaları Düşük teknik hassasiyet Tek doz paketleme imkânı Dolduruculu adeziv kullanma imkânı Yeterli monomer-kollajen etkileşimi Etkili dentin hassasiyet giderici özellik	Uzun dönem klinik çalışmaların yetersizliği

### 2.5.1.3. Universal Adeziv Sistemler

Günümüze kadar dentin bağlayıcı sistemler esas olarak etch & rinse ve self-etch bağlayıcılar olmak üzere iki sınıfta toplanmaktaydı. Ancak diş dokularının strüktürel farklılıkları adezivlerin tüm bu farklı yapılarıdaki dokulara eşit bağlanma dayanıklılığı ile bağlanmasını etkilediğinden (Erickson 1992; Rotta ve ark. 2007; Van Meerbeek ve ark. 2011), üretici firmalar farklı dokularda farklı tekniklerle uygulanabilen multi-mode bağlayıcı sistemleri geliştirmiş ve bu sistemlere **universal bağlayıcı** adını vermiştir (Hanabusa ve ark. 2012; Muñoz ve ark. 2013; Wagner ve ark. 2014; Fernando de Goes ve ark. 2014). Üretici firmalar bu sistemlerin etch & rinse, self-etch veya selektif etch tekniklerinden herhangi biri ile uygulanabileceğini ifade etmişler, universal bağlayıcının etch & rinse, self-etch veya selektif etch şeklinde kullanılmasında uygulayıcının kişisel tercihinin veya klinik durumun belirleyici olacağını bildirmişlerdir (3M Espe symposium 2014; Bisco symposium 2014; Chen ve ark. 2015).

Direk ve/veya indirekt restorasyonlarda da kullanım endikasyonuna sahip olan (Alex 2015), universal bağlayıcıların en önemli avantajlarından birisi yalnızca mine ve dentine bağlanmakla kalmayıp aynı zamanda zirkonya, metal, kompozit ve çeşitli silika bazlı seramiklere de bağlanabilir olmalarıdır. Yapılan bazı çalışmalarda self-etch yapıda olan bağlayıcının özellikle dentin dokusunda asit uygulaması ile birlikte uygulanmaması gerektiği, asit uygulaması ile birlikte uygulanması durumunda bağlayıcının bağlanma

dayanım değerlerinin azaldığı ifade edilmiştir (Wang ve Spencer 2005; Van Landuyt ve ark. 2006a).

Yapılan çalışmaların çoğunda universal bağlayıcının dentine olan bağlanma dayanımı değerlerinin etch & rinse veya self-etch adezivlere benzer sonuç gösterdiği bildirilirken, minede asitleme etkisinin yetersiz kalması sebebiyle selektif etching ile minenin 15sn. asitlenmesini takiben bağlayıcının uygulanması önerilmektedir (da Rosa ve ark. 2015). Ancak yapılan araştırmaların çoğunda özellikle hafif asidik özellikteki universal bağlayıcılar için etch & rinse ve self-etch yaklaşımlar arasında benzer sonuçlar bulunmuş (da Rosa ve ark. 2015) ve adeziv bağlanmanın derinliği kadar kalitesinin de önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Yoshida ve ark. (2004) hafif ve ultra hafif yapıdaki MDP içeren bağlayıcı sistemlerde saptanan kuvvetli bağlanmada; mekanik bağlanmanın yanı sıra diş yapısında yer alan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarına bağlanabilen böylelikle kimyasal bağlanmanın da oluşmasına imkan veren 10-MDP ile kilit rol oynadığını ifade etmişlerdir.

Günümüzde mevcut olan çok sayıdaki universal bağlayıcı sistemin uygulama prosedürünün kararı üretici firmalar tarafından nispeten hekime bırakılmıştır (Hanabusa ve ark. 2012; da Rosa ve ark. 2015), (Tablo 2-7).

**Tablo 2-7: Universal bağlayıcı sistemler (Alex 2015).**

MARKA	ÜRETİCİ FİRMA	pH
Scotchbond Universal	3M, Espe, St. Paul, MN, Amerika	Hafif (pH=2,7)
G Bond Plus	GC, Japonya	Hafif (pH=1,5)
All-Bond Universal	Bisco, Schaumburg, Amerika	Ultra-hafif (pH=3,1)
Prime&Bond Elect	Dentsply, Caulk, Milford, DE, Amerika	Hafif (pH=2,5)
Futurabond U	Voco, Almanya	Hafif (pH=2,3)
Peak Universal Adhesive	Ultradent, Amerika	Hafif (pH=1,2-2,0)

## 2.6. Kompozit Reçineler

Kompozit kelimesi materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. 1963'te Bowen tarafından inorganik doldurucu partiküllerle kuvvetlendirilmiş bir Bis-GMA sistemi olarak tanımlanan kompozit reçinelerin (Bowen 1963), 1970'lerde ışıkla polimerize edilebilmeleriyle büyük bir gelişme sağlanmıştır (Dayangaç 2011).

Estetik diş hekimliğine olan ilginin giderek artmasıyla; üstün estetik, kabul edilebilir dayanıklılık, seramiklere göre ucuz maliyet, adeziv işlemlerle diş dokusuna bağlanabilme, düşük ısı iletkenliği, kavite preparasyonu sırasında sağlam diş dokularının korunması ve civa içermeme gibi özellikleri nedeniyle kompozit reçineler günümüzde sıklıkla tercih edilen estetik restoratif materyaller olmuştur (Perdigao ve Swift 2006).

Kompozit reçineler, temel olarak organik polimer bir matris faz, inorganik doldurucu partiküller içeren inorganik faz ve inorganik doldurucuların polimer matris kimyasal olarak bağlanmasını sağlayan bağlayıcı ara fazdan oluşur (Dayangaç 2000), (Tablo: 2-8).

Tablo 2-8: Kompozit reçinelerin yapısı (Peutzfeldt 1997).

Organik faz	İnorganik faz	Organik ve İnorganik yapı arasındaki ara faz
<p><b><u>MONOMER</u></b></p> <p>Bisfenol-A-Glisidilmetakrilat (Bis GMA)</p> <p>Uretandimetakrilat (UDMA)</p> <p><b><u>KOMONOMER</u></b></p> <p>Trietilen glikol- dimetakrilat (TEGDMA)</p> <p><b><u>İNHİBİTÖR</u></b></p> <p>Hidrokinon metileter 2,6 di-bütil-4-metilfenol</p> <p><b><u>İNİTİYATÖR/AKSELERATÖR</u></b></p> <p><b><u>KAMFEROKİNON</u></b></p> <p><b><u>STABİLİZATÖR</u></b></p> <p>2-hidroksi-4-metoksi benzofenon</p>	<p><b><u>KATKI MADDELERİ</u></b></p> <p>Kuartz, Ba-ALSilikat</p> <p>Doldurucular/partiküller</p> <p><b><u>PİGMENTLER</u></b></p> <p>ZrO<sub>2</sub>, TiO<sub>2</sub>, CrO<sub>3</sub></p>	<p><b><u>ORGONO-SİLAN</u></b></p> <p>3-Metakrilosi Propil</p> <p>Trimetoksi Silan (MPTS)</p>

Organik polimer matriks fazın yapısında Bis-GMA ya da UDMA gibi dimetakrilat oligomerlerin yanısıra serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan başlatıcı, hızlandırıcı sistemler ile sertleştirilen reçine kompozitin kimyasal stabilitesini ve sertleşmemiş reçine kompozitin de saklanma stabilitesini arttıran stabilizör sistemleri yer alırlar. Yüksek derecede viskoz bir yapıya sahip olan UDMA ve Bis-GMA'nın karıştırılması ve manüplasyonu zor olduğundan, viskoziteyi azaltmak amacıyla reçine kompozitlere EGDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat) gibi düşük moleküler ağırlıklı diakrilatlar da ilave edilmektedir.

İnorganik faz ise cam, kuartz ve/veya silika yapılı doldurucular ile pigmentlerden meydana gelmektedir (Phillips 1973; Peutzfeldt ve ark. 1997). Matriks içine dağılmış olan stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium reçineye radyoopasite sağlar (Dayangaç 2000; Robertson 2006; Dayangaç 2011). İnorganik doldurucu miktarının arttırılması, restorasyonun klinik başarısında ve sürekliliğinde etkili olan aşınma, sertlik, basınca dayanıklılık, elastisite modülü gibi fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirirken, polimerizasyon büzülmesi, termal genişleme katsayısı, su emilimi gibi olumsuz özellikleri azaltmaktadır. Doldurucunun miktarı, büyüklüğü, şekli kompozit reçinelerin klinik kullanımları ve şekillendirilmesi açısından önemli olup, inorganik doldurucular ile akışkanlık kontrol altına alınabilmekte ve doldurucu yüzey alanı genişledikçe akışkanlık azaltılabilmektedir. Ayrıca inorganik doldurucular ile estetik özelliklerin daha çok geliştirilmesi mümkün olup, küçük partiküllerin kullanılması ile de etkili cilalanabilme ve düşük yüzey pürüzsüzlüğü elde edilebilmektedir.

Kompozit reçinelerde klinik başarı için organik polimer matriks faz ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır ve bu da 3-metakrilosi propil trimetoksi silan ile oluşturulur. Günümüz kompozit reçinelerinde silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış silika partiküllerinin yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuş ve bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grupları ile diğer ucu da organik matriksdeki polimer ile tutunarak gereken sıkı bağlanma sağlanmıştır (Robertson 2006).

Kompozit reçineleri; polimerizasyon yöntemlerine, vizkozitelerine ve inorganik partiküllerinin büyüklüklerine göre sınıflandırmak mümkündür. (Tablo 2-9).

Kompozit reçinelerin doldurucu içeriği arttıkça organik matriks oranı duser, bu da polimerizasyon buzulmesinin, ısıl genleşme katsayısının ve su emilimi gibi olumsuz özelliklerin azalmasına, elastisite modülü, aşınma direnci gibi mekanik özelliklerin gelişmesine neden olur (Burgess ve ark., Walker ve Davidson 2002).

Doldurucu partiküllerin büyüklüğü; materyalin estetik özelliklerini, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon buzulmesini ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Kompozit reçinelerde restorasyonlar sonrasında karşılaşılan düşük aşınma direnci, yetersiz renk stabilitesi, su emilimi, çözünebilirlik, polimerizasyon buzulmesi, başarısız bağlanma, mikrosızıntı, post-operatif duyarlılık, tüberkül hareketliliği ve sekonder çürük oluşumu gibi olumsuzlukların azaltılabilmesi dolayısıyla fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilebilmesi amacıyla nano dolduruculu (nanofil) kompozitler piyasaya sunulmuştur. “Nano” ön eki, herhangi bir birimin milyarda birini temsil eden bir ölçüm birimidir. Geleneksel hibrit kompozitlere oranla daha üstün fiziksel ve mekanik özellikler elde etmek için yuvarlatılmış nano partiküllerle (1 nm-100 nm) doldurucu miktarı artırılmış olan nano dolduruculu kompozit reçineler, yüksek aşınma direnci ve dayanıklılık, düşük polimerizasyon buzulmesi, üstün ve uzun süreli cilalanabilirlik ve kusursuza yakın estetik özellikleriyle, başarılı restorasyonların yapılmasına olanak sağlamaktadırlar.

Tablo 2-9: Kompozit reçinelerin sınıflandırılması (Dayangaç 2000)

KOMPOZİT REÇİNELERİN SINIFLANDIRILMASI					
I. Polimerizasyon Yöntemlerine göre	II. Vizkozitelerine göre	III. İnorganik partiküllerin büyüklüklerine göre		IV. Farklı özellikteki kompozit reçineler	
		Kompozit reçineler	İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü (µm)		İnorganik doldurucu partiküllerin hacimsel yüzdesi (%)
A. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit reçineler (Self-cured)	A.Kondanse olabilen kompozit reçineler (Packable-condensable)	Megafil	50-100	%70-80	A. Bulk-fill Kompozitler
		Makrofil	10-100	%70-80	
B. Işık ile polimerize olan kompozit reçineler (Light-cured)	B.Akışkan kompozit reçineler (Flowable)	Midifil	1-10	%70-80	B.Ormoserler
		Mimifil	0.1-1	%75-80	
C. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit reçineler (Dual-cured)		Mikrofil	0.01-0.1	%35-60	C. Smart ve antibakteriyel kompozitler
		Hibrit	0.04-1	%75-80	
		Nanofil	0.005-0.01	%85-90	

### 2.6.1. Bulk-fill Kompozitler

Başarılı ve sorunsuz bir direkt kompozit restorasyonun özenli bir şekilde uygun sürede gerçekleştirilmesi, diş hekimlerinin başlıca hedefleri arasında yer almıştır.

Işıklı sertleşen kompozit reçinelerin polimerizasyonu sırasında ışık kaynağından salınan enerji materyalin içersinden geçerken, alt yüzeylere doğru önemli ölçüde azalır ve ışık enerjisindeki bu azalma nedeniyle ışığa maruz kalan yüzeyden uzaklaştıkça kademeli olarak kompozit reçinenin monomer dönüşüm derecesinde bir azalma meydana gelir (Price 2000). Monomer dönüşümündeki azalma, artık monomer oranında artışa neden olarak materyalin fiziksel özelliklerini azaltarak restorasyonda primer başarısızlığa veya pulpa dokusunun olumsuz olarak etkilenmesine neden olabilir (Ruyter ve ark. 1982; Sideridou ve ark. 2005; Price ve ark. 2000).

Kaviteilerin ışıkla sertleşen kompozit reçinelerle restorasyonu sırasında; sınırlı kalınlıktaki materyalin, tabakalar halinde kaviteye uygulanması altın standart olarak kabul edilmekte ve maksimum tabaka kalınlığı yaklaşık 2 mm. olarak belirtilmektedir (Sakaguchi ve ark. 1992; Pilo ve ark. 1999). Reçine kompozitin içersinden geçen ışık enerjisinin, kompozit kalınlığı arttıkça hızla azaldığı gerçeği gözönüne alındığında; sınırlı kalınlıkta kompozit reçineyi tabakalar halinde kaviteye uygulayıp polimerizasyon ve post-polimerizasyon için yeterli derecede ışık penetrasyonunun sağlanması, bu tekniğin en bilinen avantajıdır. Yeterli polimerizasyon sonucunda restorasyonda fiziksel özellikler ve marjinal adaptasyon artarken, kompozit reçinenin sitotoksitesinde de azalma meydana gelir (Poskus ve ark. 2004; Kovarik ve Ergle 1993). Birçok yararının yanı sıra tabakalama tekniğinin:

1. Kompozit tabakaları arasında kontaminasyon oluşma riski,
2. Tabakalar arasında bağlanma başarısızlıkları,
3. Konservatif preperasyonlarda sınırlı erişim nedeniyle kompoziti yerleştirmede yaşanan zorluklar,
4. Her tabakayı yerleştirmek ve polimerize etmek için fazla zamana ihtiyaç duyulması gibi birtakım dezavantajları da vardır (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005).

Bunların yanı sıra bağlayıcı ajanın uygulanması ve materyalin kaviteye yerleştirilmesi aşamalarında izolasyonun mükemmel bir şekilde sağlanması, başarılı bir adeziv restorasyonun gerçekleşmesi için en önemli koşuldur. Ancak; hasta faktörü

düşünüldüğünde, kompozit tabakaları yerleştirilmesi esnasında tükürük salgısı ya da dilin hareketinden dolayı oluşabilecek kontaminasyonlar sonucunda restorasyonun başarısından ödün verilebilir ve bu da süregelen tabaka uygulamalarında başarısızlık olasılığını artırır (Garcia ve ark. 2013).

Son yıllarda birçok üretici firma tarafından piyasaya, bulk-fill adı altında kaviteleri tabakalama tekniğine göre daha hızlı bir teknik olan “bulk tekniğiyle” restore etmenin mümkün olabildiği materyaller sürülmüştür (Ilie ve ark. 2013), (Tablo 2-10). Tabakalama tekniğinin neden olabileceği olumsuzlukların önlenmesi adına 4 mm. kalınlığa kadar uygulanabilen, yeni nesil nano-hibrit kompozit yapısında olan bulk-fill kompozitlerin kullanılması, özellikle derin ve geniş kavitelerde restorasyon yapım sürecini kısaltarak hekimlere zamandan tasarruf sağlamaktadır (Benetti ve ark. 2014).

**Tablo 2-10: Üretici firmalarına ve içeriklerine göre bazı bulk-fill kompozitler.**

MARKA	ÜRETİCİ FİRMA	İNORGANİK DOLDURCU	Doldurucu Yüzdeleri (Ağırlık/hacim)
<b>Filtek Bulk-Fill</b>	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Ytterbium triflorid Proakrilat, Zirkonyum/silika	64.5/42.5
<b>Tetric Evo Ceram Bulk-Fill</b>	Ivoclar/Vivadent, Principality of Liechtenstein	Ytterbium triflorid Baryum camı, karmaoksit	79-81/60-61
<b>Sonic Fill Bulk-Fill</b>	Kerr Corporation, CA, ABD	Cam oksit, SiO <sub>2</sub>	83.5
<b>SureFil SDR Bulk-Fill</b>	Dentsply Caulk, Universal, 100407	Ba-Al-F-B-Si camları ve St-Al-F-Si camları	68/44
<b>Venus Bulk-Fill</b>	Heraeus Kulzer, Universal	Ba-Al-F-Si camları, SiO <sub>2</sub>	65/38
<b>X-Tra base Bulk-Fill</b>	VOCO, Cuxhaven, Germany	Zirkonyum, silika partikülleri, Ytterbium Trifluoride	75
<b>X-Tra fill Bulk-Fill</b>	VOCO, Cuxhaven, Germany	Baryum boron alüminum Si camları	86/70

Bulk-fill kompozit materyallerinin; düşük polimerizasyon büzülmesi, daha iyi kavite adaptasyonu için daha fazla akıcılık, minimum manipülasyon gereksinimi, gelişmiş fiziksel özellikler, en az 4 mm. de kabul edilebilir polimerizasyon derinliğine



ulaşılabilmesi gibi bazı özellikleri taşımaları gerektiği bildirilmiştir (Garcia ve ark. 2013).

Yapılan bazı çalışmalarda, kompozit reçine restorasyonlarda tabakalama tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiği görüşüne karşı çıkılırken, mevcut kavitenin tümünün tek tabaka halinde “bulk” olarak yerleştirilen reçine materyallerinin ışık ile polimerizasyonu ile restorasyonu önerilmektedir (Quellet 1995; Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005; Lazarchik ve ark. 2007; Campodonico ve ark. 2011). Yapılan tek tabaka şeklindeki bu uygulamanın klinik çalışma süresini kısalttığı ve hasta-hekim konforunu arttırdığı ifade edilmektedir (Lazarchik ve ark. 2007; El-Safty ve ark. 2012). Ayrıca bulk-fill tekniği uygulaması ile tabakaların uygulanması sırasında oluşabilecek kontaminasyon ve porözite ihtimali de ortadan kaldırılarak oksijen inhibisyonu azaltılıp, daha iyi bir polimerizasyon ve daha kompakt restorasyonlar sağlanabileceği belirtilmektedir (Park ve ark. 2008; Park ve ark. 2014).

Bulk-fill kompozitlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri, materyalin radyoopasitesini arttırarak, ışık kaynağının etkisinin derinlere iletilmesini kolaylaştırmakta ve mineye benzer bir şeffaflık sağlamasıyla da kompozit reçinenin üstün estetik bir görünüm kazanması gerçekleşmektedir (Lazarchik ve ark. 2007; El-Safty ve ark. 2012). Foto aktif grup içeren üretan esaslı metakrilat reçine düşük polimerizasyon hızı gösterirken, reçinedeki foto başlatıcı da radikal polimerizasyon sürecini etkilemektedir. Bulk-fill kompozitlerin yapılarındaki modifiye edilmiş metakrilat reçinelerle, polimerizasyonlarının yavaş gerçekleştiği ve ortam ışığı altında da çabuk polimerize olmadıkları, bu özellikleri ile de geleneksel kompozitlere göre daha uzun uygulama ve manipülasyon süresine sahip oldukları ifade edilmiştir (Ilie ve ark. 2011).

Bulk-fill kompozitlerin, kaide materyali kullanımına gereksinim olmadan kaviteye 4-5 mm. kalınlıkta uygulanabileceği, pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapılarıyla, kavite tabanında ve duvarlarında yüksek kenar uyumu sağlayabildikleri belirtilmektedir. Büzülme streslerini hafifletici teknolojisi; bulk-fill kompozitlerin kenar bütünlüğünü arttırıp, polimerizasyon büzülmesinin 1,13 MPa’la ve büzülme hacminin de 1,9’a inmesine neden olmuştur. Yeterli kenar bütünlüğü ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösterebilen bulk-fill kompozitlerle yapılan restorasyonlarda dişde

deformasyon, postoperatif duyarlılık, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığının azaldığı bildirilmiştir (Vasquez 2012). Yeni geliştirilmiş bulk-fill kompozit reçinelerin, konvansiyonel hibrit kompozitlere ve akışkan kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ve kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülme stresleri oluşturdukları ifade edilmiştir (Ilie ve Hickel 2011).

Günümüzde konvansiyonel kompozit reçinelerde, inorganik doldurucu oranını arttırıp daha iyi bir estetik için doldurucuların boyutunu küçültmekten yana bir eğilim söz konusudur (Ferracane 1995). Fakat bulk-fill kompozitlerde geleneksel reçinelerin aksine inorganik doldurucu oranları genel olarak daha düşük iken, doldurucuların boyutları da daha büyüktür. Bulk-fill kompozit reçinelerdeki bu durum doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasına yol açarak, ışığın saçılmasını azaltıp daha derinlere nüfuz edebilmesine olanak sağlar.

Bulk-fill kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğini arttırmakta kullanılan farklı bir strateji de, polimerizasyonu başlatan kamforokinona ek olarak, germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin”in organik matrikse ilavesidir. Bu yeni başlatıcı kamforokinona göre daha iyi bir ışık Emilimi sağlayarak daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesine neden olur (Moszner N ve ark. 2008). Yine bu reçinelerdeki doldurucu partiküllerin yuvarlatılmış şekillerinin de ışık Emiliminde olumlu etki yarattığı düşünülmektedir (Fujita K ve ark. 2011). Geleneksel kompozitler ile karşılaştırıldığında X-tra fil ve X-tra base gibi doldurucu oranının azaltılıp partikül büyüklüğünün arttırıldığı bazı bulk-fill kompozitlerdeki düşük yoğunluğun düşük mekanik özellikleri de beraberinde getirdiği bildirilmiştir (Bucuta ve ark. 2014).

Bulk-fill kompozitlerin mekanik özellikleri, doldurucu içeriğine bağlı olarak geniş bir alanda çeşitlilik göstermekte, düşük ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler olmak üzere sınıflandırılmaktadırlar. Fazla miktarda inorganik doldurucu içeren yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerle kavitenin tamamen doldurulup restorasyonun tamamlanması söz konusu iken, uygulama süresinin kısa ve saklama koşullarının kolay olması gibi avantajları bulunan ancak mekanik özellikleri yetersizlik olan düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler kullanıldığında restorasyonun en üst tabakasının kondanase edilebilen bir kompozit reçine ile tamamlanması tercih edilmektedir (Ilie ve ark. 2011; Salerno ve ark. 2011; Moorthy ve ark. 2012).

Üretici firma direktiflerine göre 4-5 mm. kalınlıkta uygulanabilen bulk-fill'ler daha uzun bir sertleştirme süresine ya da irradyasyonu arttırılmış bir ışık kaynağına ihtiyaç göstermezler. İlk olarak üretilen SDR ve Venus bulk-fill düşük viskoziteli bulk-fill kompozitlerken, (Venus bulk-fill Product Profile. 2011) sonik aktivasyon sistemi olan, akışkan kompozit gibi kaviteye uygulanan, modelaj için üzerinde konturlama, biçimlendirme yapılabilen Sonic-fill, yüksek viskoziteli bir bulk-fill kompozittir ve restorasyonu tamamlayan bir üst tabaka uygulamasına gereksinim göstermemektedir.

Standardize edilmiş II. sınıf kaviteelerde bulk-fill kompozitlerle yapılan bir çalışmada konfigürasyon faktörüne rağmen bulk-fill kompozit reçinenin dentine iyi bir retansiyon ve adaptasyon sağlayarak mikro-gerilim bağlanma dayanımlarını olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir (Moorthy ve ark. 2012).

Ancak özellikle bulk-fill kompozitlerin dentin dokusuna olan bağlanma dayanımlarını irdeleyen çalışma sayısının az olması, araştırmacıların bu tip tekniklerin uygulamaya geçirilmesi noktasında cesaretini kırmaktadır (Sarrett 2005). Manipulasyonu kolaylaştıran ve fiziksel özellikleri geliştiren materyal yapısının mekanik özelliklerde azalmaya sebep verdiği göz önünde bulundurularak; restorasyonun klinik performansında yetersizliğe, pulpa dokusunda sitotoksik hasar gibi olumsuzluklara neden olabileceği gözardı edilmemelidir (Ferracane ve ark. 1997; Ilie ve Hickel 2007; Aranha ve ark. 2010; Durner ve ark. 2012).

### **2.6.2. Kompozit Restorasyonların Sürekliliği**

Kompozit reçineler, ilk olarak 1960'ların ortalarında anterior bölge restorasyonları için piyasaya sunuldukları (Bowen 1965) dönemden itibaren artan bir popülerite kazanmışlar ve sadece ön bölgede değil arka bölge dişlerin direk restorasyonlarında da ilk seçenek olarak düşünülen üniversal materyaller olarak karşımıza çıkmaya başlamışlardır (Nascimento ve ark. 2013). Doğal diş rengini yakalayan estetik özellikleri, diş dokularına bağlanma yetenekleri, minimum düzeyde sağlam diş doku kaybıyla restorasyona izin vermeleri ve indirek materyallere göre daha az maliyet gerektirmeleri kompozit reçinelerin giderek popülerlik kazanmasında önde gelen nedenleri oluşturmaktadır (Demarco 2011).

Amalgam restorasyonlar için altın standart olarak kabul edilen zayıf aşınma direnci ve mekanik dayanıklılık ilk jenerasyon kompozit reçinelerin eksiklikleri olup,

zamanla reçine fazı içeriğindeki ve inorganik dolduruculardaki gelişmeler ile materyalin özelliklerinde anlamlı derecede iyileşmeler sağlanabilmiştir.

Kompozit reçinelerde klinik başarı için organik polimer matriks faz ile inorganik faz arasında ihtiyaç duyulan sıkı bağlanma adeziv teknolojisinin de hızla ilerlemesine neden olmuştur. Adeziv sistemlerin kullanılması ile diş dokuları ve restoratif materyaller arasında gerçekleşen mikromekanik retansiyon sonucu ağızdaki sıvıların, bakteri ve bakteri ürünlerinin dentin kanalları aracılığı ile pulpaya geçişi önlenerek hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük gibi klinik problemler en aza indirebilmektedir (Duke 1993). Adeziv restorasyonlar ile aynı zamanda zayıflamış diş dokuları fonksiyonel kuvvetlere karşı korunmakta ve başarılı estetik sonuçlar da alınabilmektedir (Van Meerbeek ve ark. 1998).

Adeziv sistemlerin ve kompozit reçinelerin bağlanma değerlerini gösteren in vitro veriler bize materyallerin klinik performansları hakkında da fikir verirken, adeziv sistemlerin laboratuvar ve klinik etkinliğinin farklı kriterler ile değerlendirileceği göz ardı edilmemelidir (Pashley 1991). Materyallerin performanslarını belirleyen esas yöntem klinik deneyler olmakla birlikte, laboratuvar testleri klinik testlerin sağlaması şeklinde olup araştırmacılar için vazgeçilmez olmalıdır (Heintze SD ve ark. 2009). İn vitro bağlanma testlerinde etkin bulunan bir bağlayıcının, klinik performansının da iyi olması beklenirken bunun klinik olarak iyi motive olan ve düşük çürük risk grubu hastalar için geçerli olacağı unutulmamalıdır.

Kompozit restorasyonlarının sürekliliğinin temelinde; adeziv sistemlerin yüksek bağlanma dayanımı ile birlikte hasta motivasyonu, iyi ağız hijyeni ve diğer multifaktöriyel etkenler de önemlidir (Demarco ve ark. 2012). Kompozit restorasyonların sürekliliğini etkileyen risk faktörlerini ve onların temel sebeplerini belirleyerek restoratif tedavi planını oluşturmak ve in vitro testler ışığında doğru materyalleri tercih etmek, restorasyonların dayanıklılığını artırarak uzun süreler hizmet etmelerini sağlar (Opdam 2014).

İdeal koşullarda yapılan restorasyonlar uzun yıllar ağızda başarılı olarak kalabilseler de gerçekte restorasyonların klinik ömürlerini; yalnız dişhekiminin el becerisi, tecrübesi, restorasyonun uygulanma prosedürlerini tam olarak gerçekleştirip gerçekleştirilmemesi gibi faktörler değil (Rykke 1993), aynı zamanda diş dokusunun

kalitesi, dişte mevcut lezyonun neden olduğu madde kaybının büyüklüğü, hastanın yaşı, beslenme alışkanlıkları ve oral hijyene verdiği önem, parafonksiyonel alışkanlıklarının varlığı ile yapılan tedaviden edindiği memnuniyet gibi faktörler de etkiler (Hunter 1985; Hickel ve ark. 1998; Opdam 2014).

Yapılan restorasyonların ne kadar süreyle bireylere hizmet vereceğinin ve klinik performans düzeylerinin belirlenmesi pek çok açıdan büyük önem taşımaktadır (Paterson 1984). Önleyici-koruyucu programlar ve ağız-diş sağlığı bilincinin artmasıyla DMFT indeksinde pozitif bir etki oluşturulmasına rağmen posterior ve anterior kompozit restorasyonların klinik ömrünü araştıran pek çok çalışmada; diş hekimliği pratiğinde yapılan uygulamaların %60'tan fazlasını mevcut restorasyonların tekrarlanması oluşturduğu (Mjör 1989; Listl 2015) ve bunun da önemli bir iş gücü ve zaman kaybıyla birlikte (Rykke 1993; Kreulen ve ark. 1998) gerek toplum gerekse ülke ekonomilerine yüklenen yüksek maliyet anlamına geldiği bildirilmiştir.

## **2.7. Restoratif Materyallerin Sürekliliğinin Değerlendirilmesinde Bağlanma Dayanım Testleri**

Yapılan restorasyonların klinik değerlendirilmesinde restorasyon ömrü önemli bir husustur. Restorasyon ömrünün belirlenmesindeki etkili faktörlerden biri diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasındaki bağlanmanın kabul edilebilir bir düzeyde olmasıdır. Bunun tespiti için pek çok laboratuvar çalışması yapılmış ve yapılmaya devam edilmektedir.

Bağlanma dayanım testleri nispeten kullanımlarının kolay olmaları ve aşırı ekipman gerektirmemeleri nedeniyle oldukça çok tercih edilen yöntemlerdir (Scherrer ve ark. 2010; Heintze ve ark. 2015). Yürütülmesi oldukça komplike ve pahalı olan klinik çalışmaların sonuçları ancak birkaç yıl sonra alınabilirken bağlanma testlerinin sonuçları çok daha kısa sürede hızlı bir şekilde alınabilmektedir.

Çoğunlukla materyalin başarısı ve klinik sonuçları hakkında değerlendirme in vitro test sonuçlarına göre yapılır (Heintze ve Zimmerli 2011). Bağlanma dayanım değerleri her ne kadar adezivin yapısına, örnek hazırlama yöntemlerine, saklama koşullarına, test yöntemlerinin farklılığına bağlı değişebilirse de materyallerin bağlanma performansı karşılaştırmalı olarak değerlendirilebilir (Sakaguchi 2012).

Laboratuvar testleri; spesifik parametre ve özelliklerle ilgili verilerin hızlı olarak elde edilmesi, test metodolojisinin nispeten kolay olması, diğer değişkenleri sabit tutup belirli bir parametrenin ölçülebilmesine olanak sağlaması, yeni ve/veya deneysel bir materyalin ya da tekniğin performansının test edebilmesine imkân vermesi, verilerin altın standart performansı ile karşılaştırılabilmesi, çok sayıda deneysel grubun tek bir çalışma aracılığı ile test edilebilmesi, nispeten daha ucuz ve kolay olmaları gibi pekçok avantaja sahiptir (De Munck ve ark. 2005; Van Meerbeek ve ark. 2010).

Bağlanma alanın çapına bağlı olarak makro (4-28 mm<sup>2</sup>) veya mikro (yaklaşık 1 mm<sup>2</sup>) test yöntemleri olarak sınıflandırılan farklı metotlarla arayüzeyin bağlanma dayanımları ölçülebilir (Sakaguchi 2012).

### **2.7.1. Makro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi**

Diş-restoratif materyal ara yüzeyine; sabit olarak artan bir kuvvetin paralel yönde uygulandığı makaslama testinde, düz bir dentin veya mine yüzeyine bağlanan kompozit silindirin yüzeyden ayrılmasına neden olan kuvvet, Newton ile ifade edilir. Kuvvetin uygulandığı taraf ile adeziv ara yüzey arasındaki mesafe arttıkça gerilme kuvvetleri de artmakta, kompozit silindirde bükülme kuvvetleri meydana gelmektedir. Test aygıtının konfigürasyonu ve test materyalinin yerleştirilmesi adeziv ara yüzeyde oluşan stres dağılımlarını etkilemekte, kompozit ile bağlandığı dokunun elastisite modülü arasındaki fark arttıkça ara yüzeydeki stres konsantrasyonu da artarak bağlanma dayanım değerlerinde azalmaya neden olmaktadır. Bu yöntemde saptanan bağlanma dayanım değerleri genellikle 10-50 MPa olup test sonucunda %55 oranında miks ve koheziv başarısızlık görülebilmektedir (Sakaguchi 2012).

### **2.7.2. Makro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi**

Makro-gerilim testlerindeki stres dağılımı, makro-makaslama testlerinden daha fazla uniformdur. Bükme streslerinin gelişme olasılığından dolayı makro-gerilim bağlanma dayanım testinde adeziv ara yüzeye kuvvet dik olarak gelir. Test örneklerinin hazırlanması makaslama testine kıyasla daha zordur. Bağlanma dayanım değerleri genellikle 10 MPa olup test sonucunda %35 oranında miks ve koheziv başarısızlık görülebilmektedir (Sakaguchi 2012).

### 2.7.3. Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Geleneksel makaslama testine alternatif olarak geliştirilen bu yöntemde, 0,5 mm. yüksekliğinde, 0,7 mm. çapında silikon tüpler yardımıyla kompozit reçine diş dokusunun yüzeyine yerleştirilir. Makro-makaslama yöntemine benzerlik gösteren test prosedüründe, stres dağılımında benzer problemler görülmektedir. Bu yöntemde saptanan bağlanma dayanım değerleri yaklaşık 20 MPa olup, %50 oranında miks ve koheziv başarısızlık görülebilmektedir (Sakaguchi 2012).

### 2.7.4. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Mikro-gerilim bağlanma dayanım testi kum saati, çubuk veya halter şeklinde hazırlanan, çapraz kesit alanı yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> olan örneklerde uygulanmaktadır. Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında miks ve koheziv başarısızlık görülme oranı %20'den daha azdır.

Kum saati şeklindeki örneklerde standardizasyonu sağlamak araştırmacı tarafından oluşturulduğu için güçtür (Betamar ve ark. 2007). Ayrıca aşındırma işlemleri sırasında oluşturulan ekstra strese bağlı olarak ara yüzeyde mikro çatlaklar, hasarlar oluşabilmekte, kesit alanı genişledikçe bağlanma dayanımları azalmaktadır (Goracci ve ark. 2004; Betamar ve ark. 2007; Ghassemieh 2008; Neves ve ark. 2008; Salz ve Bock 2010). Çubuk şeklindeki örneklerin kesit alanı kare olarak hazırlanırken, kum saati örneklerde bu alan yuvarlak hazırlanır (Poitevin ve ark. 2008). Çubuk veya halter şeklinde olan örneklere göre kum saati şeklindeki örnekler daha düşük streslerde başarısızlık göstermektedir (Goracci ve ark. 2004; Ghassemieh 2008; Soares ve ark. 2008; Salz ve Bock 2010).

Mikro-gerilim test yönteminin avantajlarının dezavantajlarına göre çok daha fazla olması yöntemin tercih edilen bir metodoloji olmasını sağlamıştır (Tablo 2-11).

Tablo 2-11: Mikro-gerilim test yönteminin avantajları ve dezavantajları (Salz ve Bock 2010).

<b>MİKRO-GERİLİM TEST YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI</b>	<b>MİKRO-GERİLİM TEST YÖNTEMİNİN DEZAVANTAJLARI</b>
Bir dişten çok sayıda küçük örnek elde edilerek dişlerin verimli kullanılması (Sano ve ark. 1994a; Armstrong ve ark. 2010; Ceballos ve ark. 2003)	Yoğun laboratuvar çalışması gerektirmesi.
Ara yüzeyde daha iyi stres dağılımı sağlanması (Van Meerbeek ve ark. 2010; Cho ve ark. 2004)	5 MPa'dan küçük olan çok düşük bağlama dirençlerini ölçmede zorluk gösterir.
Hazırlanan örneklerde daha çok adeziv, daha az oranda koheziv kopma olması	Örnekler kolaylıkla su kaybeder, dehydrate olabilir
Yüksek bağlanma dayanım değerlerinin ölçülebilmesi	Örnekler kolaylıkla zarar görebilir
Bölgesel bağlanma dayanım farklılıklarının değerlendirilebilmesi	Kopmadan sonra örnekler kaybolabilir ya da zarar görebilir.
Tek bir dişin kendi içinde ve diğer değişkenlerin hesaplanabilmesi	Örneklerin uygun geometride hazırlanması özel ekipman gerektirir.
Çürükden etkilenmiş dentin gibi çok küçük alanlarda test yapma olanağı sağlaması	Örnek hazırlanmasında farklı yaklaşımlar vardır (Salz 2010).
Güncellenecek yüzey alanının ortalama 1mm <sup>2</sup> olması nedeniyle kopma yüzeylerinin "SEM" de kolaylıkla incelenebilmesi (Salz 2010).	μTBS test örneklerinin hazırlanması esnasında dişte içsel defektler oluşabilir (Sadek ve ark. 2005).
Kalan dentin kalınlığının bağlanmaya etkisinin değerlendirilebilmesi.	Bağlayıcı ara yüzeyine hatalı uygulama prosedürlerinden kaynaklanan stresler ile de bağlanma değerleri değişebilir (Sadek ve ark. 2005).
Diş kaynaklı değişkenlerin incelenebilmesi (Armstrong ve ark. 2010).	
Kök dentinde bağlanma dayanımının değerlendirilebilmesi (Armstrong ve ark. 2010)	
Örneklerin kısa difüzyon mesafeleri nedeniyle yeterli bekletme ile hızlandırılmış yaşlandırmaya elverişli olması (Armstrong ve ark. 2010).	
Kavitenin farklı yüzeyleri ya da farklı yaşlandırma teknikleri gibi diğer faktörlerin de ek metodlarla birlikte incelenebilmesi (Armstrong ve ark. 2006)	
Dişin nispeten daha düz yüzeylerinde yüzey hazırlığı gerektirmeden makaslama etkisinin en aza indirebilmesi (Ibarra ve ark. 2002)	
Aynı örnek üzerinde mekanik, morfolojik, kimyasal çalışmalar gibi farklı araştırma konularını çalışabilme imkânı vermesi (Hashimoto ve ark. 2003)	



Test aygıtının çapraz kafa hızı, ortamın, bağlanılan dokunun ve kullanılan materyalin ısısı, adeziv sistemin doğru olarak uygulanması, yüzey hazırlık yöntemleri, kavite geometrisi, konfigürasyon faktörü, uzun dönem suda bekletme ve termal siklus uygulamaları mikro-gerilim test yöntemini etkileyen başlıca faktörler arasındadır (Ghassemieh 2008; Armstrong ve ark. 2010).

Bütün bağlanma testlerinde olduğu gibi test öncesinde ve test sırasında başarısızlık gösteren örneklerin ve kopmaların istatistiksel analizlerde ne şekilde değerlendirileceği tartışmalı bir konudur (Pashley ve ark. 1999; Armstrong ve ark. 2010). Yapılan bir çalışmada test esnasında ya da öncesinde kopan örnekler istatistiksel analizden çıkartılmış ve bu durumda bağlayıcıların dentine bağlanma değerleri olduğundan yüksek görülmüştür (Eckert ve ark. 2007). Diğer bir çalışmada ise bütün pre-test kopmaların değeri 0 MPa olarak kabul edilip bu şekilde istatistiksel analize dâhil edilmiş, bu durumda ise bağlanma dayanım değerlerinin olduğundan çok fazla düşme gösterdiği tespit edilmiştir (Poitevin ve ark. 2008). Bir başka çalışmada da test edilen bağlayıcı grubuna ait en düşük gerilim bağlanma değeri, aynı grupta test öncesi kopan örneklerin değeri olarak kabul edilerek istatistiksel analize dâhil edilmiş ve sonuçta olduğundan düşük çıkan bağlanma değerlerinin veri dağılımını değiştirerek istatistiksel parametreleri olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir (Van Meerbeek ve ark.2010).

### **2.7.5. Push-Out Test**

Yöntemde 1-2 mm kalınlığındaki dentin kesitlerinde açılı silindir şeklinde hazırlanan boşluğun iç yüzeyine uygulanan adeziv ve kompozite yan yüzeyden kuvvet uygulanır. Makaslama veya gerilim testlerine göre kompozitin polimerizasyonunu ve polimerizasyon streslerini sınırlandırdığı için klinik koşulları daha gerçekçi yansıttığı düşünülen testin radiküler dentini içeren dentin disklerinde, kök kanal tedavisi materyallerinin testinde kullanılması önerilmiştir (Sakaguchi 2012).

### **2.8. Restoratif Materyallerin Klinik Performanslarının Değerlendirilmesinde Yaşlandırma Yöntemleri**

Hızla gelişen teknolojiyle beraber değişmekte olan adeziv materyallerin değerlendirmesinde en iyi yöntem kuşkusuz klinik deneylerdir. Ancak klinik çalışmaların uzun zaman gerektirmesi ve bu süre içinde yeni materyallerin

dişhekimlerinin hizmetine sunulmaya devam etmesi, çoğunlukla in vitro çalışmaların tercih edilmesine neden olmaktadır.

Sıklıkla adeziv sistemlerin dentine olan bağlanma dayanımlarının 24 saatlik değerlendirilmesi yapılırken uzun döneme ait değerlendirmeler için örneklerin hazırlanması sırasında çoğunlukla in vitro yaşlandırma tekniklerinden faydaniılmaktadır (Mitsui ve ark. 2006; Heintze ve ark. 2010).

Adeziv sistemlerin diş sert dokularına olan bağlanma dayanımlarının kliniğe yönelik uzun dönem performansları hakkında fikir edinilebilmesinde örneklerin yaşlandırılması amacıyla;

- Suda bekletme,
- Termal siklus uygulaması,
- NaOCI solüsyonunda bekletme,
- Mekanik yükleme,
- pH siklusa bekletme şeklindeki yöntemler kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010).

### **2.8.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi**

İn vitro bağlanma dayanım çalışmalarında reçine-dentin ara yüzeyindeki bağlanmanın devamlılığını ve zamana bağlı olarak gösterdiği değişimi incelemek için genellikle örnekleri suda bekletme yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemde örnekler belirli bir zaman diliminde 37°C’de ve genellikle de saklama solüsyonu olarak suyun tercih edildiği bir sıvıda bekletilir. Saklama periyodu boyunca solüsyona sodyum azide (Burrow ve ark. 1996), kloramin T (De Munck ve ark 2003; Armstrong ve ark. 2001), ya da antibiyotik (Shono ve ark. 1999) gibi ajanlar bakteriyel çoğalmayı engellemek için ilave edilebilir. Deney ortamını in vivo şartlarla benzer hale getirmek için yapay tükürük solüsyonları da tercih edilebilir. Su emilimini belirleyen esas faktör olan adeziv sistemlerin hidrofilik özellikleri ile bağlanma dayanımını etkileyen hidrolitik stabilite birbirine tamamen zıt unsurlardır (Tay ve ark. 2002; Carrilho ve ark. 2005). Bu yöntemde, su-iyon difüzyonuna bağlı olarak adezivin mekanik özelliklerinde azalma, nano-sızıntı, reçine monomer ve kollajenler de hidroliz ve adeziv sistemlerin dentine olan bağlanma dayanımlarında azalma görülebilmektedir (Torkabadi ve ark. 2009; Van Landuyt ve ark. 2010; Hosaka ve ark. 2010).

Etch & rinse sistemlerde ideal şartlarda asitleme işleminden sonra demineralize olmuş dentine adezivin tamamen nüfuz etmesi gerekir ki bunu başarmak çok kolay değildir. Tamamlanmamış reçine infiltrasyonu ve adezivin yetersiz polimerizasyonu sonucu açığa çıkan ve stabil olmayan demineralize kollojen ağın etrafında nano-metre çapında bağlayıcı hasar alanları oluşur. Poroz tabaka denilen bu boşluklardan zamanla su alımı artar ve hibrit tabakada yıkımlar meydana gelir (Amaral ve ark. 2007; Chersoni ve ark. 2004).

Self-etch adeziv sistemlerde ise dentinin inorganik fazı asidik monomer ile çözülerek, kollojen ağın etrafına adeziv monomerin kendiliğinden infiltrasyonu gerçekleşir. Ara yüzeyin yıkımlara karşı korunabilmesi için kollojen ağının tamamen monomer ile sarılması gerekmektedir. Ancak reçine infiltrasyonunun tam olarak gerçekleşmemesi yine hibrit tabakada nano-sızıntıya neden olur. Ortamdan suyun tam olarak uzaklaştırılmaması hidrofilik reçine monomerlerin varlığından kaynaklanır. Su alımı ve hibrit tabakada poroz alanların artmasına bağlı olarak yaşlanma gerçekleşir (Amaral ve ark. 2007; Cenci ve ark. 2008).

Yaşlandırma prosedüründe yıkım sürecini en fazla difüzyon oranı etkilerken difüzyon yolu uzunluğunun da difüzyonun süresi kadar önemli olduğu belirtilmektedir (De Munck ve ark. 2005). Su-iyon difüzyonuna bağlı oluşacak olumsuzlukların azaltılabilmesi için, difüzyon yolunun olabildiğince kısaltılması önerilmektedir. Örnekleri küçük dentin-kompozit çubukları şeklinde suda bekletmek yaşlandırmayı hızlandırırken mine kenarlarının bırakılarak bütün bir diş halinde suda bekletilmesi su difüzyon yolunu da örterek reçine-dentin bağlantısındaki yıkımın azalmasını sağlar (De Munck ve ark. 2005). Mineral yağında bekletilen örneklerde yıkım gerçekleşmediği göz önünde bulundurulduğunda saklama solüsyonunun su olması şarttır (Hashimoto ve ark. 2010b).

### **2.8.2. Termal Siklus Uygulaması ile Yaşlandırma Yöntemi**

Sıklıkla kullanılan ve ağız içi ısı değişimlerini taklit eden termal siklus uygulaması, ISO TR 11450 standardına göre (1994, 2003) örneklerin; ısısı 5°C - 55°C arasında değişen suda 500 kezlik döngüsü ile yapılan in vitro bir yaşlandırma yöntemidir.

Sıcak su; ara yüz bileşenlerinin hidrolizini, su alımını, tam polimerize olmamış reçine oligomerlerinin ortaya çıkmasını (Miyazaki ve ark. 1998) hızlandırırken, restorasyon ile materyalin termal büzülme ve genişleme katsayısı arasındaki farklılıklar tekrarlayan büzülme ve genişleme streslerinin meydana gelmesine (Gale ve ark. 1999) böylelikle de mikrosızıntı olarak tamamlanan; ağız sıvılarının ara yüzey boyunca akışına neden olur (De Munck ve ark. 2005).

Birçok çalışmada ISO standartlarına göre uygulanan 500 kerelik ısı değişim döngüsünün bağlanma dayanım değerlerinde anlamlı farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir (Gale ve ark. 1999). In vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona ancak 10.000 kerelik döngünün eşdeğer olduğu, uzun dönem bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde ISO standartları tarafından önerilen 500 kerelik döngünün çok kısa olduğu ifade edilmiştir (Gale ve Darvell 1999).

Düz dentin yüzeyinde yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarında termosiklus işleminin elde edilen değerlerin düşüşünde etkili olmadığı saptanırken, kavite açılması ile preperasyon yapılmış dişlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinde termosiklus işleminin kavite faktörüne bağlı olarak anlamlı düşümlere neden olduğu belirlenmiştir.

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı çalışmalarında termosiklus uygulamasının ancak difüzyon yolu <1 mm. olan çubuk şeklindeki örneklerde uygulandığı zaman bağlanma değerlerini etkilediği ifade edilmiştir (De Munck ve ark. 2005).

Uygulanan termal döngü sayısı, sıcaklık dereceleri, sıcak-soğuk su banyosunda kalma süreleri gibi faktörler bağlanma dayanımı sonuçlarını etkilerken, standardizasyondaki eksiklerin de çalışmalar arasındaki farklı sonuçları doğurduğu bildirilmiştir (Morresi ve ark. 2014).

### **2.8.3. Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi**

Reçinenin diş sert dokularına olan bağlantısında önemli bir faktör olan mekanik kuvvetlerin etkinliğinin araştırılması sırasında; in vivo koşulların in vitro ortamda taklit edilebilmesi için örneklere uygulanacak kuvvetlerin ağız ortamındakilere benzer kuvvetler olmasına dikkat edilmelidir (Krejci ve ark. 1994).

Okluzal yükleme ile yaşlandırma yönteminde, kaviteye uygulanan çiğneme kuvvetlerini takiben adeziv reçinenin etkinliği değerlendirilmektedir (De Munck ve ark. 2005; Abdalla ve ark. 2007).

#### **2.8.4. NaOCI Solüsyonunda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi**

Yöntem; demineralize olmuş ve açığa çıkmış kollajen fibrillerin deproteinizasyonun gerçekleştiği in vivo yıkımı taklit etmek için proteinleri yıkıcı bir ajan olan %10'luk NaOCI solüsyonunun kullanıldığı çok hızlı bir yaşlandırma test metodudur. %10'luk NaOCI'in, hem self-etch hem de etch & rinse sistemlerde hibrit tabakasını çözdüğü, organik bileşenleri ortamdaki uzaklaştırdığı ve örneklerin sadece 1 saat boyunca %10'luk NaOCI'de bekletilmelerinin dahi mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinde önemli azalmalara neden olduğu gösterilmiştir (Yamauti ve ark. 2003).

#### **2.8.5. pH Siklus ile Yaşlandırma Yöntemi**

In vivo ortamı taklit eden karyojenik değişikliklerin ölçülmesinde kullanılan bu yaşlandırma yönteminde örnekler, asit solüsyonuna gömülerek pH 4,3'de 37°C'de 6 saat ve yapay tükürükte 37°C'de 17 saat 1 hafta boyunca bekletilip daha sonra yapay tükürüğe alınırlar (Amaral ve ark. 2007).

#### **2.8.6. Enzim ile Yaşlandırma**

Tükürükte bulunan enzimlerin suda bulunmamasına bağlı olarak suda yaşlandırma yöntemi ile tam olarak sağlanamayan dentin organik matrisin yıkımının, örneklerin bekletildiği solüsyona matris metalloproteinaz enziminin ilavesiyle elde edilmeye çalışıldığı bir yöntemdir (Amaral ve ark. 2007).

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı'nda, çekilmiş dişlerden elde edilen dentin örnekleri üzerinde gerçekleştirilmesi planlanan bu çalışmaya İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan (Onay no: 2016/14-95) onay alındıktan sonra başlanmıştır (Bkz. s. 236).

#### 3.1. Çalışmaya Dahil Edilecek Olan Dişlerin Toplanması ve Deneye Hazırlanması

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda gerek periodontal, gerekse çürük nedeni ile çekimi yapılarak toplanan alt-üst 1. ve 2. molar dişler, üzerlerindeki tüm yumuşak doku, kemik parçacıkları ve diğer yabancı artıklardan öncelikle periodontal küret yardımıyla sonra da su soğutması altında lastik fırça ile birlikte pomza kullanılarak temizlenmiş ve %0,5'lik Kloramin Trihidrat (Chloramin T) solüsyonunda (Merck KGaA 64271 Darmstadt, Germany) 1 hafta süre ile bekletilmiştir. Bu süreci takiben distile suya alınarak buzdolabında +4°C'de saklanan dişlerin saklandığı distile su her hafta periodik olarak değiştirilmiştir. Çalışmada en fazla 6 ay belirtilen koşullarda saklanan dişler kullanılmıştır.

#### 3.2. Dişlerin Çalışma Gruplarına Göre Sınıflandırılması

İn vitro çalışmanın başlamasına dek distile suda saklanan dişler daha sonra pembe mumdan hazırlanan bloklara kolelerine kadar gömülerek sabitlenmiş ve sert dokuları görsel olarak muayene edilmiştir (Şekil 3-1). Bunu takiben, dişlerin 5 sn. süreyle hava ile kurutulan okluzal yüzeyleri, her ölçüm öncesinde firma direktifleri doğrultusunda seramik referans kullanılarak sıfırlanan, böylelikle kalibrasyonu yapılan DIAGNOdent (KaVo Dental, Biberach, Germany, order no: 574 12 92, laser class 11) cihazının fissür ve aproksimal yüzeyler için dizayn edilmiş A ucu kullanılarak çürük açısından değerlendirilmiştir (Şekil 3-2: A; Şekil 3-2: B).



**Şekil 3-1:** Dişlerin DIAGNOdent ile ölçüm için hazırlanması



**Şekil 3-2: A** DIAGNOdent ölçüm cihazı. **Şekil 3-2: B** Kullanılan uç (probe A).

Cihazın ucu dişin okluzal yüzeyine yerleştirildikten sonra maksimum değerler elde edilinceye kadar kendi etrafında sağa-sola eğilmek suretiyle ölçümlere devam edilmiş, bu esnada oluşabilecek hataları engellemek için her dişten farklı zamanlarda beş ölçüm yapılmış ve bu beş ölçümün ortalaması dişin DIAGNOdent değeri olarak kaydedilmiştir (Şekil 3-3: A; Şekil 3-3: B). Standartları Tablo 3-1’de verilen DIAGNOdent ölçüm değerlerine göre, ölçüm değerleri 0-5 arasında olan dişler sağlam, 26-35 arası olan dişler dentin çürüğüne sahip dişler olarak belirlenmiştir.

Çalışmaya başlanmadan önce örneklem sayısının belirlenmesi amacıyla G\* Power (v.3.1.9) programı kullanılarak güç analizi yapılmış ve her grupta oluşabilecek kayıplar da gözönüne alınarak gruplardaki örneklem sayısı 10 diş olarak belirlenmiştir. Bu hesaplama sonrasında 80 adet çürüklü, 80 adet çürüksüz toplam 160 diş çalışmaya dahil edilmiştir.

Tablo 3-1: DIAGNOdent ölçümü referans değerleri

İMALÂTÇI FİRMA TARAFINDAN ÖNERİLEN ÖLÇÜM SKALASI	
ÖLÇÜM DEĞERİ	ÇÜRÜK SEVİYESİ
0-5 Arası Değerler	Hiçbir Lezyonu Olmayan Sağlam Dişler
6-25 Arası Değerler	Başlangıç Lezyonu
26-35 Arası Değerler	Erken Dentin Çürüğü
35'ten Büyük Değerler	İlerlemiş Dentin Çürüğü



Şekil 3-3: A Sağlam dişlerin DIAGNOdent ile ölçümü.



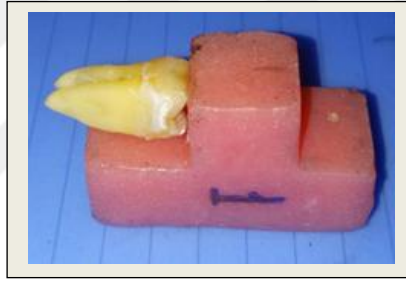
Şekil 3-3: B Çürük dişlerin DIAGNOdent ile ölçümü.



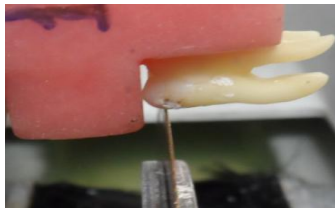
### 3.3. Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Tablo 3-2’de çalışmada kullanılan cihazlar, aletler, sarf ve kimyasal malzemeler gösterilmiştir.

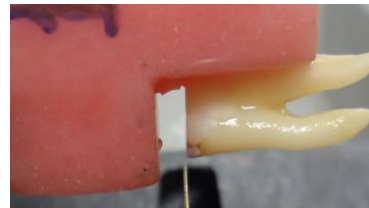
Çalışmaya katılan sağlam ve dentin çürüklü dişler; kimyasal sertleşen akrilik reçineden hazırlanmış bloğa sirkolan mum ile sabitlendikten sonra (Şekil 3-4) İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı’nda bulunan düşük devirli mikrotoma (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) yerleştirilmiş ve su soğutması altında elmas bıçak yardımı ile okluzal yüzeylerinin 3 mm. altından kesilmişlerdir (Şekil 3-5: A; Şekil 3-5: B).



Şekil 3-4: Dişin akrilik bloğa sirkolan mum ile sabitlenmesi.



Şekil 3-5: A Isomet 1000 cihazında elmas bıçakla dişlerin okluzal minesinin kaldırılması.



Şekil 3-5: B Isomet 1000 cihazında elmas bıçakla dişlerin okluzal minesinin kaldırılması.

Kesilen yüzeyde mevcut olası mine adacıklarının giderilmesi, düz dentin yüzeylerinin elde edilmesi ve uniform bir smear tabakasının oluşturulabilmesi için sağlıklı dişlerdeki dentin yüzeyleri su soğutması altında 60 sn. süre ile 600 grit silikon karbid kâğıtlarla (Buehler, Düsseldorf, Germany) zımparalanırken (Şekil 3-6-1: A-B-C), dentin çürüklü dişlerden elde edilen yüzeyler, enfekte dentinin uzaklaştırılması için

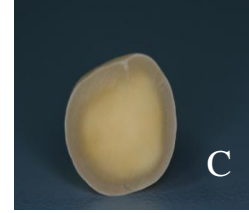
önce su soğutması altında 60sn. süreyle 400 grit sliikon karbid kâğıtlarla ve görsel-dokunsal yöntemlerle yapılan kontrolleri takiben de 60sn. süreyle su soğutması altında ancak bu kez 600 grit silikon karbid kâğıtlarla zımparalanmışlardır (Şekil 3-6-2: A-B-C).



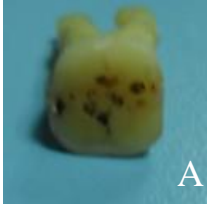
**Şekil 3-6-1: A** Okluzal minenin kaldırılması sonucu görülen mine adacıkları.



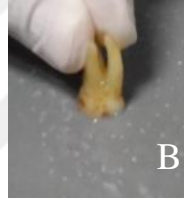
**Şekil 3-6-1: B** Yüzeyin 600 grit silikon karbid kâğıt ile zımparalanması.



**Şekil 3-6-1: C** Mine adacıkları temizlendikten sonra ortaya çıkan sağlıklı yüzeyel dentin.



**Şekil 3-6-2: A** Okluzal minenin kaldırılmasından sonra görülen çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri.



**Şekil 3-6-2: B** Yüzeyin 400 grit silikon karbid kâğıt ile zımparalanması.



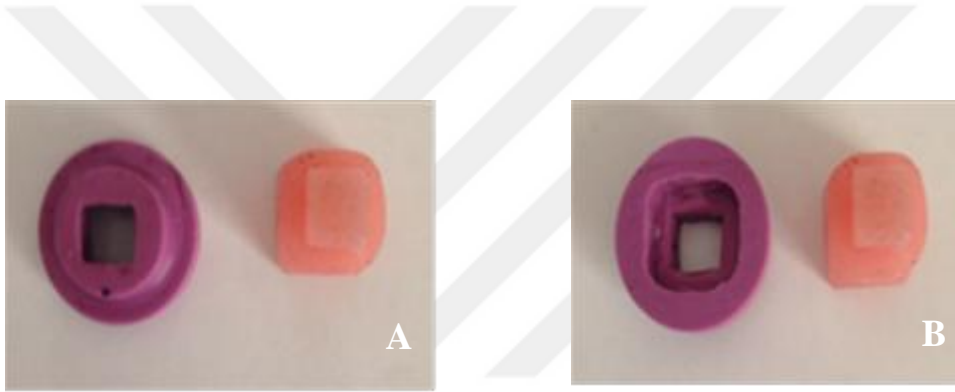
**Şekil 3-6-2: C** Zımparalandıktan sonra ortaya çıkan çürükten etkilenmiş dentin.

### 3.4. Bulk-fill Restorasyonlarının Standardizasyonunun Sağlanması

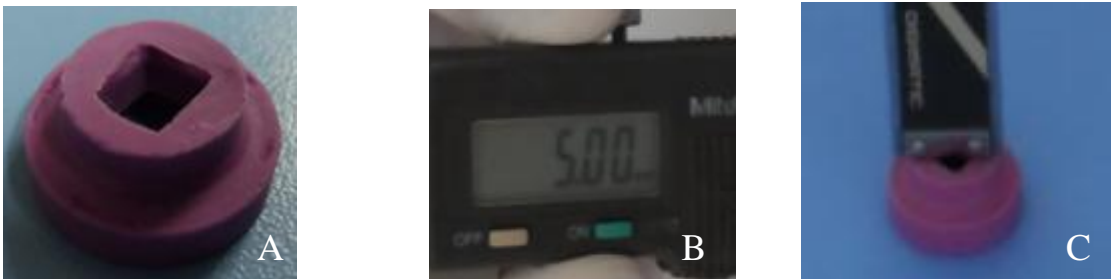
5x5x5 mm. boyutlarında kimyasal olarak sertleşen akrilik reçineden hazırlanan anahtar bir model yardımıyla (Şekil 3-7: A-B) silikon bir kalıp hazırlanmış (Şekil 3-8: A-B) ve mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümü yapılacak dişlere uygulanacak olan sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) materyalinin yüksekliğinin 5 mm olarak standardize edilmesi sağlanmıştır. (Şekil 3-9: A-B-C).



**Şekil 3-7: A-B** Restorasyonların standardizasyonu için hazırlanan akrilik anahtar model.





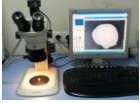





**Şekil 3-8: A-B** Restorasyonların standardizasyonu için oluşturulan silikon kalıp.



**Şekil 3-9: A-B-C:** Standart bulk-fill restorasyon materyali için hazırlanan silikon kalıp.

Tablo 3-2: Çalışmanın kullanılan cihazlar, aletler, sarf ve kimyasal malzemeler.

CİHAZ ve ALETLER	Sarf Malzemeler	Kimyasal Malzeme
 <p><b>1.Zımpara aygıtı</b> Deney yüzeylerinin cilalanmasında; zımpara aygıtı (Buehler MetaServ 250 Grinder-Polisher, Düsseldorf, Germany) kullanılmıştır</p>	 <p><b>1.Akrilik Blok</b> Çalışma da kullanılacak olan örnekleri sabitlemek için akrilik blok (Imicryl, Türkiye, üretim no: P636C5-453-36) kullanılmıştır.</p>	 <p><b>1.Siyanoakrilat yapıştırıcı</b> Deney çubuklarını test aparatının her iki ucuna sabitlemek için siyano akrilat bir yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Düsseldorf, Germany) kullanılmıştır</p>
 <p><b>2.Isomet 1000 aygıtı</b> Örneklerden 1mm<sup>2</sup>'lik kesitler elde edilmesinde; Isomet 1000 cihazı (Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) kullanılmıştır.</p>	 <p><b>2.Sirkolan Mum</b> Çalışmada kullanılacak olan örnekleri akrilik bloğa sabitlemek için sirkolan mum kullanılmıştır.</p>	
 <p><b>3.Elmas bıçak</b> Isomet 1000 cihazında elmas bıçak (Isomet-Buehler, Düsseldorf, Germany) kullanılmıştır.</p>	 <p><b>3.400 ve 600 Grit silikon karbid kâğıt</b> Deney yüzeylerinin cilalanmasında 400 ve 600 Grit silikon karbid kâğıt zımparalar kullanılmıştır.</p>	
 <p><b>4.Mikro-gerilim test aygıtı</b> Örnekler çekme kuvvetlerinin uygulanmasında Mikro-gerilim test cihazı (BISCO, inc) kullanılmıştır.</p>		
 <p><b>5.Çubukları sabitlemek için kalıplar</b> Mikro-gerilim test cihazına örnek dentin çubukları yerleştirmek için kalıplar kullanılmıştır</p>		
 <p><b>6.Stereo Mikroskop</b> Mikro-gerilim cihazında kopan çubukların kopma yüzeyleri incelenmek için Stereo Mikroskop (Olympus SZ61, Munster, Germany) kullanılmıştır</p>		
 <p><b>7.Etüv</b> Örnekleri 37° C de saklamak için Etüv (TERMAL Laboratuvar Aletleri, Türkiye) kullanılmıştır</p>		
 <p><b>8.Işık Cihazı</b> Işık ile adezivler ve kompozit polimerizasyonu sağlanmak için halojen ışık aygıtı (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) kullanılmıştır</p>		
 <p><b>9.Radyometre</b> Işık gücünü ölçmek için Radyometre (Hilux Led Max Curing Light Meter, Optimax, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Turkey) kullanılmıştır.</p>		
 <p><b>10.Kumpas</b> Örneklerin boyutlarını hassas ölçebilmek için Dijital Kumpas (Digital Caliper S) kullanılmıştır.</p>		

### 3.5. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Tablo 3-3’de çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve uygulama prosedürleri Tablo 3-4’de ise çalışma dizaynı gösterilmiştir.

Sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine klorheksidin varlığında ve yokluğunda uygulanan etch& rinse bir adezivle self etch modunda uygulanan universal bir adezivin 24 saat ve 6 ay sonrasında bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarına etkisinin araştırıldığı bu çalışmada; ölçümleri altı ay sonrasında yapılacak olan gruplardaki dentin örnekleri (n=40) haftalık olarak değiştirilen distile suda, etüvde ölçüm süresine değin bekletilmişlerdir.

#### 3.5.1. Sağlam Dentinde Optibond FL Uygulanan Grup: (SOKY 24 saat; SOKY 6 ay)

20 adet sağlıklı dentin yüzeyine; üç aşamalı etch & rinse bir adeziv sistem olan Optibond FL üretici firma (Kerr, Orange, CA, USA) önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Şekil 3-10-1: A-B), (Şekil 3-10-2: A-B).

Bunu takiben dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40 sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**SOKY 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**SOKY 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

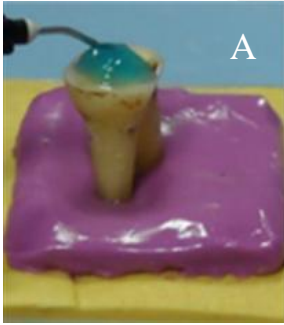
#### 3.5.2. Sağlam Dentinde Klorheksidin ve Optibond FL Uygulanan Grup: (SOKV 24 saat; SOKV 6 ay)

20 adet sağlıklı dentin yüzeyine; üç aşamalı etch & rinse bir adeziv sistem olan Optibond FL’nin (Kerr, Orange, CA, USA) 1. aşaması olan %37,5’luk fosforik asit (Scotchbond Etchant 3M ESPE, St Paul, MN, USA) 15 sn. süreyle uygulanmıştır. Bunu takiben dentin yüzeyleri ~2,5 bar’lık hava basıncı ile ~10 mm. uzaklıktaki mesafeden 15sn. süre ile suyla yıkanmış ve nemli kalacak şekilde 5 sn. süreyle hava ile kontrollü bir şekilde kurutulmuşlardır.

Bu şekilde hazırlanan dentin yüzeylerine üretici firma direktifleri doğrultusunda %2'lik klorheksidin preperatı (Cavity Cleanser, Bisco) 20 sn. süreyle uygulanmış ve yüzeylerdeki nemin bir aplikatör uç yardımıyla alınmasını takiben de Optibond FL'nin firma direktifleri doğrultusunda uygulanması gerçekleştirilmiştir.

Daha sonra dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40 sn. süre ile ışık ile polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**SOKV 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**SOKY 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.



Şekil 3-10-1: A Yüzeylerin asitlenmesi.



Şekil 3-10-1: B Yüzeylerin yıkanması.



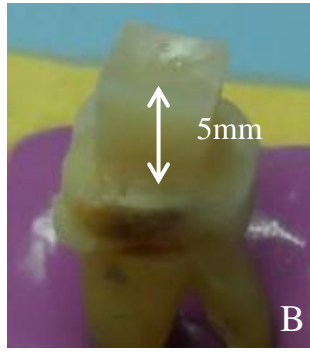
Şekil 3-10-2: A Yüzeylere primer uygulaması.



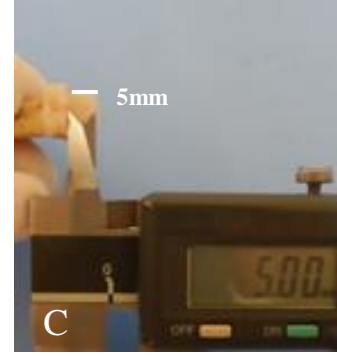
Şekil 3-10-2: B Yüzeylere adeziv uygulaması.



Şekil 3-10-3: A Silikon matriks içine bulk-fill yerleştirilmesi.



Şekil 3-10-3: B Oluşturulan bulk-fill blok.



Şekil 3-10-3: C 5 mm.'lik Restorasyon.

### 3.5.3. Sağlam Dentinde Single Bond Universal Uygulanan Grup: (SUKY 24 saat; SUKY 6 ay)

20 adet sağlıklı dentin yüzeyine; tek aşamalı bir universal adeziv olan Single Bond Universal self etch modunda (3M ESPE, Germany) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

Bu takiben dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (SOKY 24 saat), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (SOKY 6 ay) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

### 3.5.4. Sağlam Dentinde Klorheksidin ve Single Bond Universal Uygulanan Grup: (SUKV 24 saat; SUKV 6 ay)

20 adet sağlıklı dentin yüzeyine üretici firma direktifleri doğrultusunda %2'lik klorheksidin preperatın (Cavity Cleanser, Bisco) 20 sn. süreyle uygulanmasını ve yüzeylerdeki nemin bir aplikatör uç yardımıyla alınmasını takiben self etch modunda uygulanan ve tek aşamalı bir universal adeziv olan Single Bond Universal (3M ESPE, Germany) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

Bu takiben dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm.

yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**SUKV 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**SUKV 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

### **3.5.5. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Optibond FL Uygulanan Grup: (ÇOKY 24saat; ÇOKY 6 ay)**

20 adet çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine; üç aşamalı etch & rinse bir adeziv sistem olan Optibond FL üretici firma (Kerr, Orange, CA, USA) önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Şekil 3-10-1: A-B), (Şekil 3-10-2: A-B).

Bunu takiben çürükten etkilenmiş dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C). 40 sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**ÇOKY 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**ÇOKY 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

### **3.5.6. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Klorheksidin ve Optibond FL Uygulanan Grup: (ÇOKV 24 saat; ÇOKV 6 ay)**

20 adet çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine; üç aşamalı etch & rinse bir adeziv sistem olan Optibond FL'nin (Kerr, Orange, CA, USA) 1. aşaması olan %37,5'luk fosforik asit (Scotchbond Etchant 3M ESPE, St Paul, MN, USA) 15 sn. süreyle uygulanmıştır. Bunu takiben dentin yüzeyleri ~2,5 bar'lık hava basıncı ile ~10 mm. uzaklıktaki mesafeden 15sn. süre ile suyla yıkanmış ve nemli kalacak şekilde 5 sn. süreyle hava ile kontrollü bir şekilde kurutulmuşlardır.

Bu şekilde hazırlanan dentin yüzeylerine üretici firma direktifleri doğrultusunda %2'lik klorheksidin preparatı (Cavity Cleanser, Bisco) 20 sn. süreyle uygulanmış ve yüzeylerdeki nemin bir aplikatör uç yardımıyla alınmasını takiben de Optibond FL'nin firma direktifleri doğrultusunda uygulanması gerçekleştirilmiştir. (Şekil 3-10-1: A-B), (Şekil 3-10-2: A-B).



Daha sonra dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40 sn. süre ile ışık ile polimerize edilmiştir

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**ÇOKV 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**ÇOKY 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

### **3.5.7. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Single Bond Universal Uygulanan Grup: (ÇUKY 24 saat; ÇUKY 6 ay)**

20 adet çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine, tek aşamalı bir universal adeziv olan Single Bond Universal self etch modunda (3M ESPE, Germany) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Şekil 3-9-1: A-B), (Şekil 3-9-2: A-B).

Bu takiben dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40 sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**ÇUKY 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**ÇUKY 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

### **3.5.8. Çürükten Etkilenmiş Dentinde Klorheksidin ve Single Bond Universal Uygulanan Grup: (ÇUKV 24 saat; ÇUKV 6 ay)**

20 adet çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine üretici firma direktifleri doğrultusunda %2'lik klorheksidin preparatın (Cavity Cleanser, Bisco) 20 sn. süreyle uygulanmasını ve yüzeylerdeki nemin bir aplikatör uç yardımıyla alınmasını takiben self etch modunda uygulanan ve tek aşamalı bir universal adeziv olan Single Bond Universal (3M ESPE, Germany) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır.

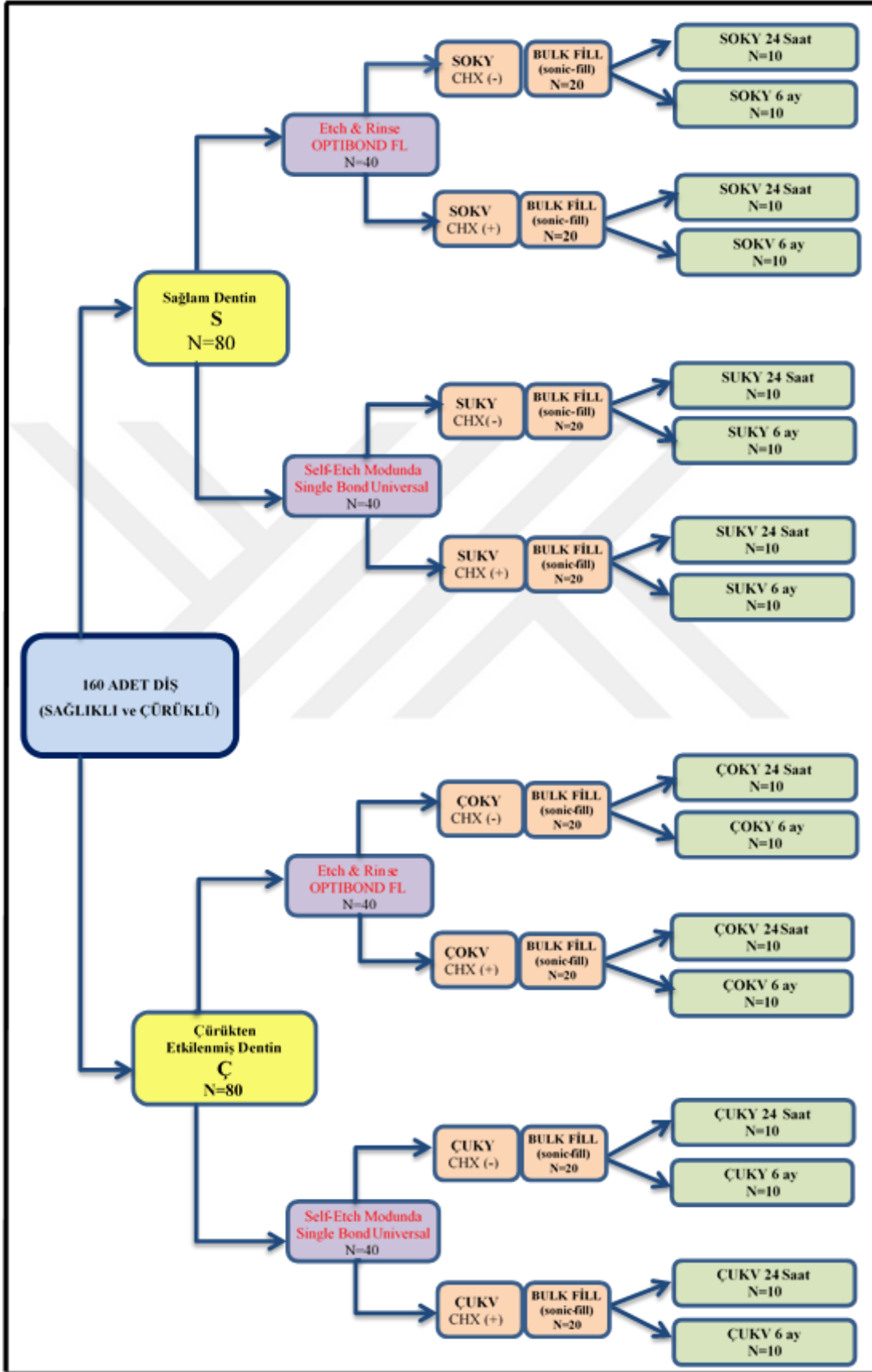
Bu takiben dentin örneklerine, hazırlanan silikon matriks yardımıyla Sonic-fill bulk-fill (Kerr Corporation, CA, ABD) (Şekil 3-10-3: A) materyali 5 mm. yüksekliğinde blok oluşturacak şekilde yerleştirilip (Şekil 3-10-3: B-C) 40 sn. süre ile halojen ışıkla (Optilux 501 Halogen Curing Light, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örnekler; 10 tanesi 24 saat sonunda (**ÇUKV 24 saat**), diğer 10 tanesi ise 6 ay sonrasında ölçülmek üzere (**ÇUKV 6 ay**) mikro-gerilim bağlanma testi için iki alt gruba ayrılmıştır.

Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyaller, içerikleri ve uygulama prosedürleri.

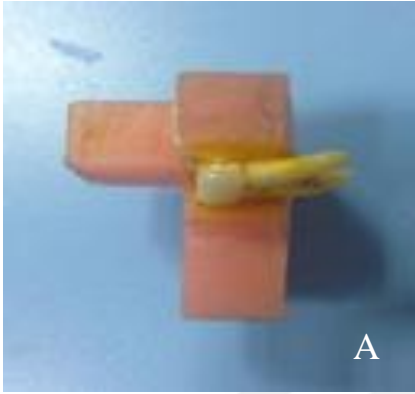
Marka (Üretim (lot) Numarası)	Üretici Firma	Materyal	Kimyasal İçerik	Uygulama Prosedürü
<b>Scotchbond Etchant (7523)</b> 	3M ESPE, ST. Paul, MN, USA	Demineralize edici ajan	%37'lik Fosforik Asit Jel	Fosforik asit 15 sn. dentin yüzeyine uygulanır, ~2,5 bar'lık hava basıncı ile ~10 mm uzaklıktaki mesafeden 15 sn. süre ile yıkanır ve 5 sn. süre ile hava uygulamasıyla dentin dokusu nemli kalacak şekilde kontrollü olarak kurutulur.
<b>Optibond FL (5866021)</b> 	Kerr, Orange, CA, USA	3 Etap Adeziv Etch & Rinse	<b>Primer:</b> HEMA, GPDM, PAMM, etanol, su, fotoinitiatör <b>Adeziv:</b> TEGDMA, DMA, GPDM, HEMA, Bis – GMA, doldurucu, fotoinitiatör	Fosforik asit 15 sn. dentin yüzeyine uygulanır. Ardından 15 sn. boyunca basınçlı hava su spreyi ile yıkama ve 5 sn. hava ile hafifçe yüzey nemli kalacak şekilde kurutma yapılır. 15 sn. hafif kuvvet uygulaması ile primer uygulanır, 5 sn. hava ile kurutulur. Aynı aplikatör uç ile 15 sn. hafif kuvvet uygulaması ile adeziv uygulanır, hava ile 3 sn. adeziv tabaka inceltir. 20 sn. ışık ile polimerize edilir.
<b>Single Bond Universal (606859)</b> 	3M ESPE, Germany	Self-Etch Tek Etap Üniversal Adeziv	10-MDP, HEMA, silan, dimetakrilat reçine, Vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, initiatör	20 sn. süre ile kuvvet uygulayarak adeziv diş yüzeyine uygulanır. 5 sn. hava ile hafif kurutulur, 10 sn. ışık ile polimerizasyon sağlanır
<b>Cavity Cleanser (1500000375)</b> 	Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA	Kavite Dezenfektanı	%2 Klorheksidin diglukonat	Etch&rinse adeziv sistemde %37 fosforik asit kullanımından sonra, self-etch adeziv sistemde ise adeziv uygulamasından önce aplikatör ile 20 sn. süre ile uygulanmış, dentin yüzeyi nemli kalacak şekilde solüsyonun fazlası absorbe edici kâğıt veya sponge ile uzaklaştırılır, hava ile kurutma yapılmaz.
<b>Sonic-fill (2894473)</b> 	Kerr Corporation, CA, ABD	Bulk-fill Kompozit	<b>Organik Matriks:</b> TMSPMA,EDPADATEG DMA bisphenol-A-bis-(2-hydroxy-3methacryloxypropyl) ether: <b>İnorganik Doldurucu:</b> Cam oksit, SiO <sub>2</sub> , Kimyasallar	Kompozitin kavite içine hızla akmasını sağlayan sonik aktivasyon sistemi bulunmaktadır ve bu sistem, kompozitin kendine özgü el parçası ile gerçekleştirilir (sonic-fill Handpiece). Herhangi bir tamamlayıcı üst tabaka kompozit uygulamasına gerek olmadan, 5 mm kalınlığına kadar, kaviteye kütleli (bulk) olarak uygulanır ve 40 sn. süreyle halojen ışık kaynağı ile polimerize edilir.

Tablo 3-4: Çalışma dizaynı.

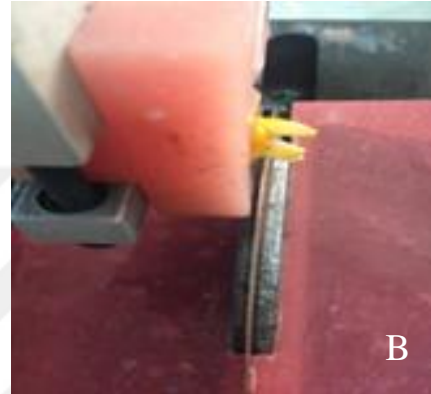


### 3.6. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi İçin Dentin ubuklarının Hazırlanması

Restorasyonları tamamlanan dişlerin kök kısımları, 5mm. dentin ykseklęi kalacak şekilde mikrotom kullanılarak uzaklaştırılmış (şekil 3-11: A-B) ve 5mm.'si dentin ve 5mm.'si de kompozit olan diş örneklere elde edilmiştir (şekil 3-12).



şekil 3-11: A Dişin akrilik kalıba yerleştirilmesi.



şekil 3-11: B 5 mm dentin ykseklęi kalacak şekilde dişin kök kısmının uzaklaştırılması.

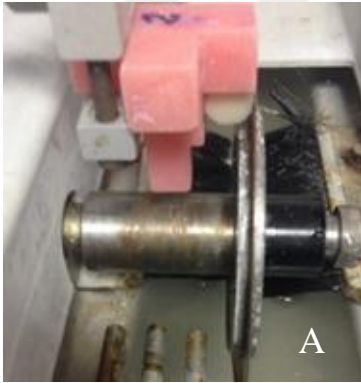


şekil 3-12: 5 mm'si dentin 5 mm'si kompozit olan örnek diş.

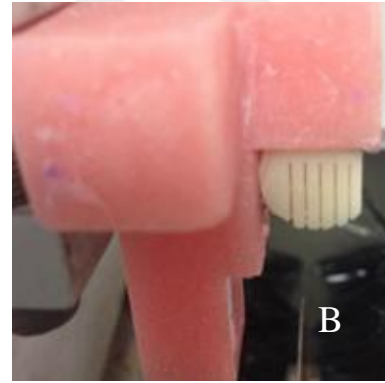
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı'nda, etüvde 37°C'de distile su içerisinde 24 saat bekletilen örneklerden sirkolan mum ile akrilik bloğa sabitlenmelerinden sonra düşük devirli mikrotomta elmas bıçakla (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) ile dentin-kompozit bağlanma yüzeyine dik olacak şekilde 1 mm'lik kesitler alınmıştır (Şekil 3-13-1: A-B).

Kesit alma işlemi boyunca 0,3 mm. olan bıçak kalınlığı göz önüne alınarak bıçak 1,3 mm kaydırılmıştır. Kesit alınmasını takiben dişin aksı akrilik blok üstünde 90° döndürülerek tekrar düşük devirli elmas bıçaklı mikrotoma (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) yerleştirilerek kesim yapılmıştır (Şekil 3-13-2: A-B).

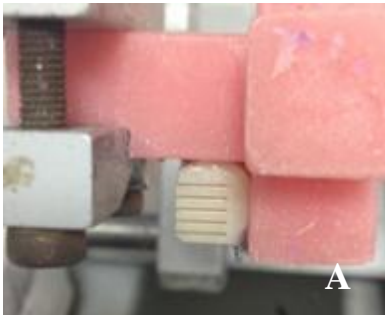
Böylece her bir dişten yarısı dentin, yarısı kompozit olan 10 mm uzunluğunda ve yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> kalınlığında 10-12 adet dentin çubuğu elde edilmiş olup (Şekil 3-13-3; Şekil 3-13-4: A-B-C; Şekil 3-13-5: A-B) ölçüleri standartlara uymayan dentin çubukları çalışma dışı bırakılmıştır (Şekil 3-13-6: A-B).



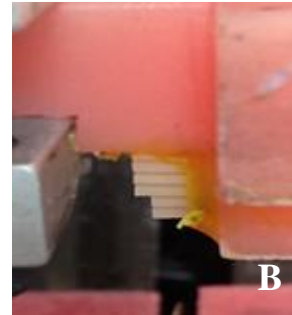
Şekil 3-13-1: A Isomet cihazında dişin sabitlenmesi.



Şekil 3-13-1: B 1 mm'lik kesitlerin alınması.



Şekil 3-13-2: A Dişin aksının 90° döndürülmesi.



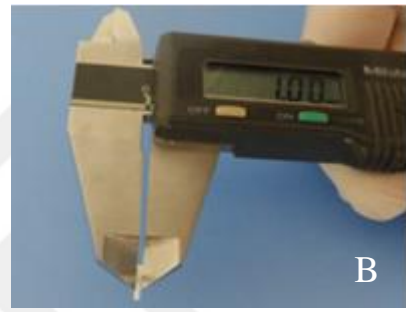
Şekil 3-13-2: B Dişin 1x1x1mm olarak kesilmesi.



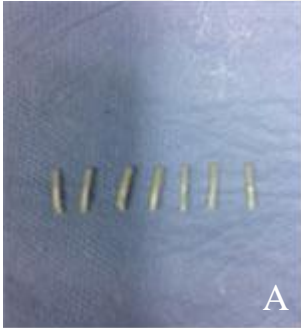
**Şekil 3-13-3:** 10 mm uzunlukta, 1 mm<sup>2</sup> kalınlıkta çubukların hazırlanması.



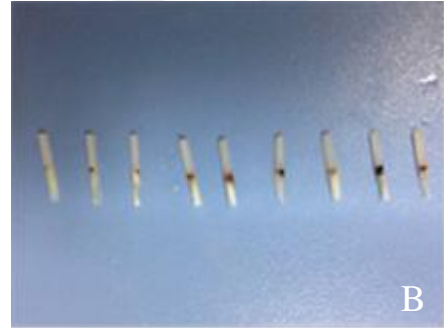
**Şekil 3-13-4: A** Elde edilen dentin çubukları.



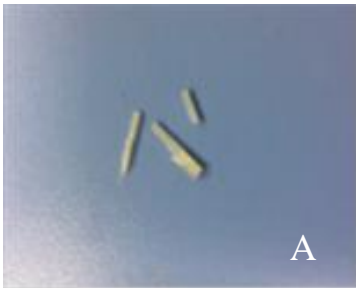
**Şekil 3-13-4: B** Elde edilen dentin çubukları.



**Şekil 3-13-5: A** Sağlam dentin çubuğu örnekleri.



**Şekil 3-13-5: B** Çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri.

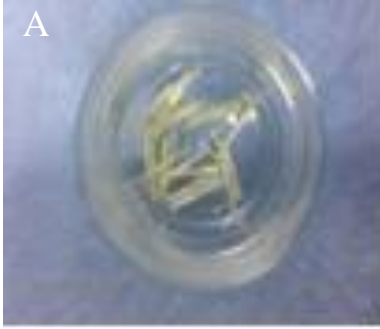


**Şekil 3-13-6: A** Çalışma dışı bırakılan sağlam dentin çubuğu örnekleri.



**Şekil 3-13-6: B** Çalışma dışı bırakılan çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri.





**Şekil 3-14: A** Distile suda bekletilen sağlam dentin çubuğu örnekleri.

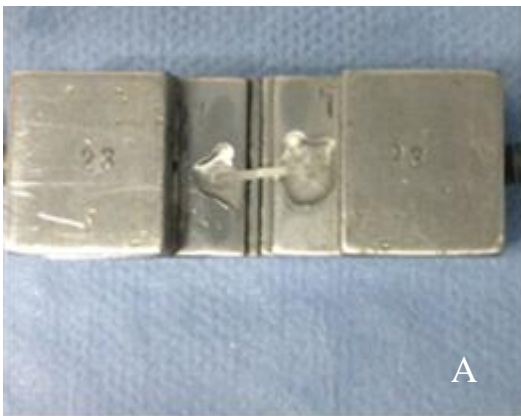


**Şekil 3-14: B** Distile suda bekletilen çürükten etkilenmiş dentin çubuğu örnekleri

### 3.7. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi

24 saat ve 6 ay süresince distile suda 37°C etüvde bekletilen dentin çubukları (Şekil 3-14:A-B), her iki ucundan siyanoakrilat bir yapıştırıcı (Pattex, Henkel, Düsseldorf, Germany) ile mikro-gerilim bağlanma test cihazına (Microtensile tester, Bisco Inc, ABD), (Şekil 3-15: A-B) sabitlenmişler ve kırılma elde edilinceye kadar universal test cihazında 1 mm/dk'lık hızda 500 N'luk gerilme kuvveti uygulanarak strese maruz bırakılmışlardır (Şekil 3-16: A-B).

Cihaza yerleştirilmesi sırasında kopan örnekler ile test esnasında yapıştırılan yüzeyden kırılma olmaksızın ayrılan örnekler ortalamaya dahil edilmemiştir (Şekil 3-17).

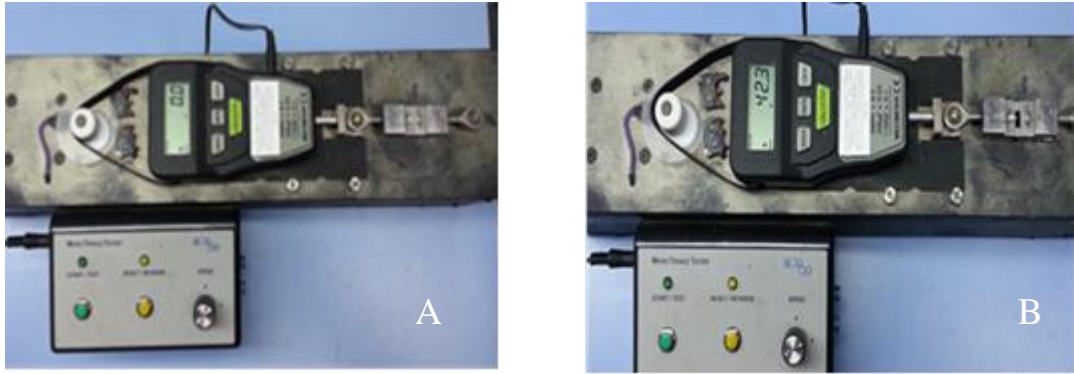


**Şekil 3-15: A:** Sağlam dentin çubuklarının siyanoakrilat yapıştırıcı ile sabitlenmesi.



**Şekil 3-15: B** Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarının siyanoakrilat yapıştırıcı ile sabitlenmesi.





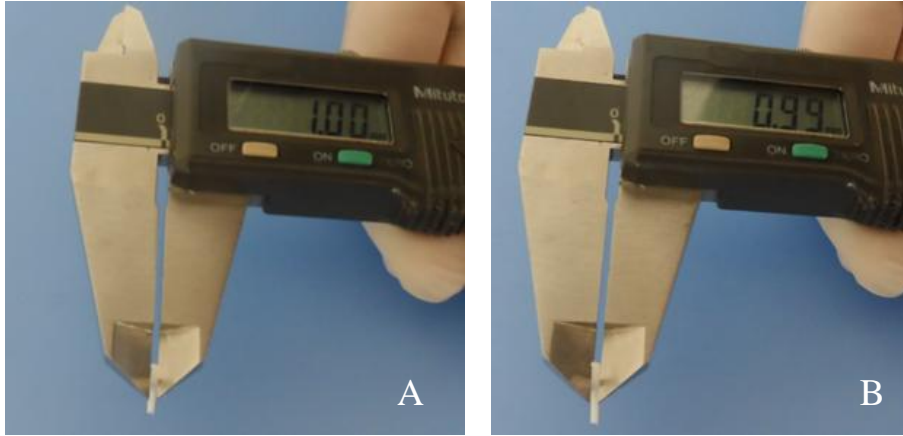
Şekil 3-16: A-B Dentin çubuklarına mikro-gerilim test cihazında kuvvet uygulanması.



Şekil 3-17: Test esnasında ayrılan ve çalışma dışı bırakılan örnekler.

Bağlanma yüzey alanının hesaplanması için örneklerin boyutları dijital bir kumpas ile bağlanma yüzeyine en yakın bölgeden ölçülmüş (Şekil 3-18: A-B) ve bağlanma yüzey alanı saptanarak aşağıdaki formülün kullanılmasıyla gerek 24 saat gerekse 6 aylık örneklerin mikro-gerilim bağlanma değerleri MegaPaskal (MPa) olarak kaydedilmiştir (Sano ve ark.1994).

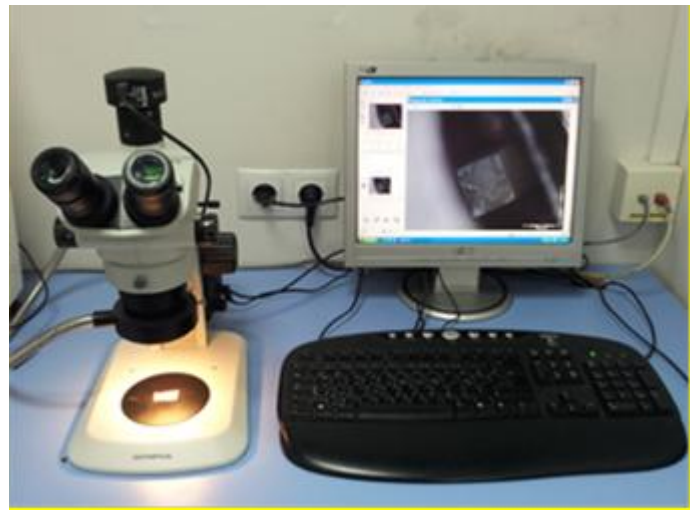
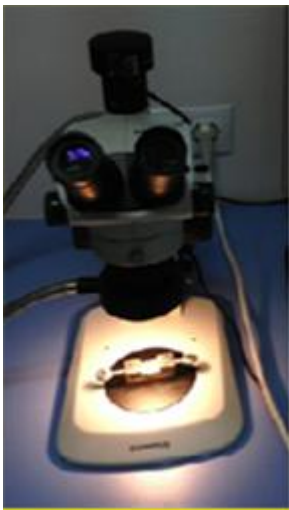
$$\text{MPa} = \text{F (Newton)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$



Şekil 3-18: A-B Bağlanma yüzey alanının hesaplanması için örneklerin boyutlarının ölçülmesi.

### 3.8. Başarısızlık Tiplerinin Analizi

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümü esnasında dentin kesitlerinde oluşan kopmaların yüzey özellikleri İstanbul Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı'ndaki stereomikroskop (Olympus SZ 6,1 Munster, Germany) altında X30 büyütmede incelenmiş ve fotoğraflanmıştır (Şekil 3-19). Saptanan başarısızlık tipleri **adeziv /miks** (Şekil 3-20: A-B), **dentinde koheziv** (Şekil 3-21: A-B), **kompozitte koheziv** (Şekil 3-22: A-B) kopma olarak 3 farklı tipte sınıflandırılmıştır.



Şekil 3-19: Kopan örneklerin stereo mikroskop altında incelenmesi.



Şekil 3-20: A Sağlam dentin çubuklarında adeziv/miks tip kopma.

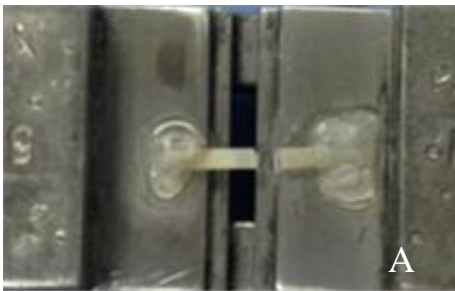
Şekil 3-20: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarında adeziv/miks tip kopma.



Şekil 3-21: A Sağlam dentin çubuklarında dentinde koheziv tip kopma.



Şekil 3-21: B Çürükten etkilenmiş dentin çubuklarında dentinde koheziv tip kopma.



Şekil 3-22: A Sağlam dentin örneklerinde kompozitte koheziv tip kopma.



Şekil 3-22: B Çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde kompozitte koheziv tip kopma.

### 3.9. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri 2007 NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı ile yapılmış, çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, oran, minimum, maksimum) yanı sıra normal dağılım göstermeyen nicel değişkenlerin iki grup karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Anlamlılık  $p < 0,01$  ve  $p < 0,05$  düzeylerinde değerlendirilmiştir.



## 4. BULGULAR

İn vitro olarak yapılan bu çalışmada klorheksidin uygulamasını takiben ya da klorheksidin uygulaması olmaksızın farklı adeziv sistemlerle birlikte yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonrasında sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine mikro-gerilim bağlanma dayanıklılıkları ölçülmüş ve kopma tipleri saptanmıştır.

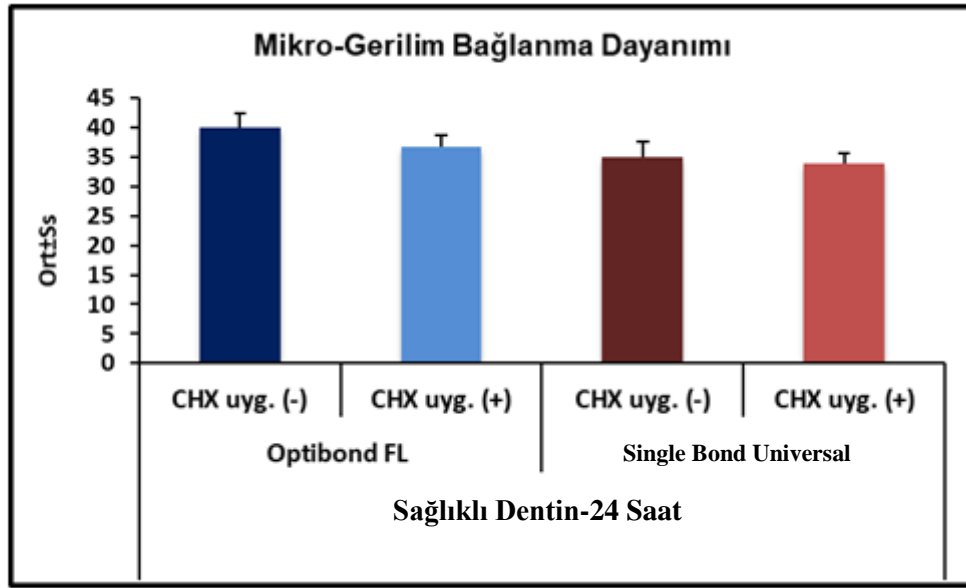
Saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmaları Tablo 4-1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4-1: Tüm gruplar için mikro-gerilim bağlanma dayanım testi ortalama ve standart sapma değerleri.**

Adeziv sistem	Süre	Dentin Dokusu	Uygulama	n	(Ort±SD) MPa
OPTİBOND FL	24 SAAT	S (Sağlıklı)	CHX (+)	10	36,71±2,04
			CHX (-)	10	39,92±2,41
		Ç (Çürükten Etkilenmiş)	CHX (+)	10	25,77±1,45
			CHX (-)	10	26,07±1,14
	6 AY	S (Sağlıklı)	CHX (+)	10	33,20±1,58
			CHX (-)	10	30,68±0,80
		Ç (Çürükten Etkilenmiş)	CHX (+)	10	23,83±1,28
			CHX (-)	10	22,16±0,90
SINGLE BOND UNIVERSAL	24 SAAT	S (Sağlıklı)	CHX (+)	10	33,99±1,63
			CHX (-)	10	35,04±2,48
		Ç (Çürükten Etkilenmiş)	CHX (+)	10	25,68±1,03
			CHX (-)	10	25,32±1,26
	6 AY	S (Sağlıklı)	CHX (+)	10	32,33±2,53
			CHX (-)	10	32,30±2,22
		Ç (Çürükten Etkilenmiş)	CHX (+)	10	24,79±0,88
			CHX (-)	10	24,14±4,12

#### 4.1. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulaması yapılan ve yapılmayan Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların, 24 saat sonrasındaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SOKV 24 saat:  $36,71 \pm 2,04$  MPa; SOKY 24 saat:  $39,92 \pm 2,41$  MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı derece farklılık saptanırken ( $p < 0,01$ ); aynı şartlarda ancak self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SUKV 24 saat:  $33,99 \pm 1,63$  MPa; SUKY 24 saat:  $35,04 \pm 2,48$  MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ) (Şekil 4-1), (Tablo 4-2).



Şekil 4-1: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma dayanım değerlerinin (SOKV 24 saat:  $36,71 \pm 2,04$  MPa), klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların aynı süre sonundaki sağlıklı dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanım değerlerinden

(SUKV 24 saat:  $33,99 \pm 1,63$  MPa) yüksek ve değerler arasındaki farkın da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p < 0,001$ ) (Şekil 4-1), (Tablo 4-2).

Klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma dayanım değerlerinin de (SOKY 24 saat:  $39,92 \pm 2,41$  MPa) aynı şartlarda ancak self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların bağlanma dayanım değerlerinden (SUKY 24 saat:  $35,04 \pm 2,48$  MPa) yüksek ve değerler arasındaki farkın da istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p < 0,001$ ) (Şekil 4-1), (Tablo 4-2).

**Tablo 4-2: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.**

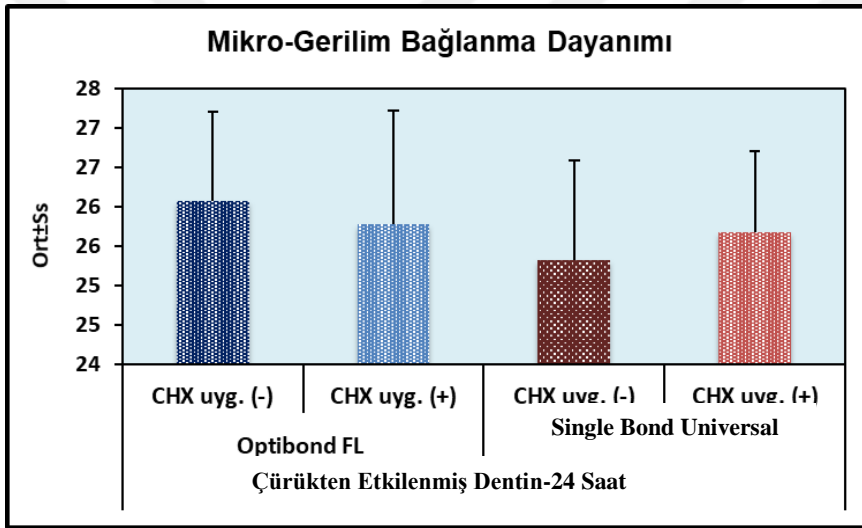
ADEZİV SİSTEM	Sağlıklı Dentinde 24 Saat Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		P
	CHX (+)	CHX (-)	
Optibond FL (n:10)	$36,71 \pm 2,04$	$39,92 \pm 2,41$	<b>0,002**</b>
Single Bond Universal (n:10)	$33,99 \pm 1,63$	$35,04 \pm 2,48$	0,290
P	<b>0,002**</b>	<b>0,001**</b>	

#### **4.2. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (ÇOKV 24 saat:  $25,77 \pm 1,45$  MPa), klorheksidin uygulanmaksızın Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların aynı süre sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde olan bağlanma dayanım değerlerine (ÇOKY 24 saat:  $26,07 \pm 1,14$  MPa) yakın olduğu ve değerler arasında

saptanan farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ), (Şekil4-2), (Tablo 4-3).

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (ÇUKV 24 saat:  $25,68\pm1,03$  MPa), klorheksidin uygulanmaksızın self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların aynı süre sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma dayanım değerlerine (ÇUKY 24 saat:  $25,32\pm1,26$  MPa) yakın olduğu ve değerler arasında saptanan farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p>0,05$ ), (Şekil 4-2), (Tablo 4-3).



Şekil 4-2: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL (ÇOKV 24 saat:  $25,77\pm1,45$  MPa) ve self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış (ÇUKV 24 saat:  $25,68\pm1,03$  MPa) bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma değerlerinin birbirine yakın, aralarındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p>0,05$ ), (Şekil 4-2), (Tablo 4-3).

Klorheksidin uygulanmaksızın Optibond FL (ÇOKY 24 saat:  $26,07\pm1,14$  MPa) ve self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış (ÇUKY 24 saat:  $25,32\pm1,26$  MPa) bulk-fill restorasyonların da 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin



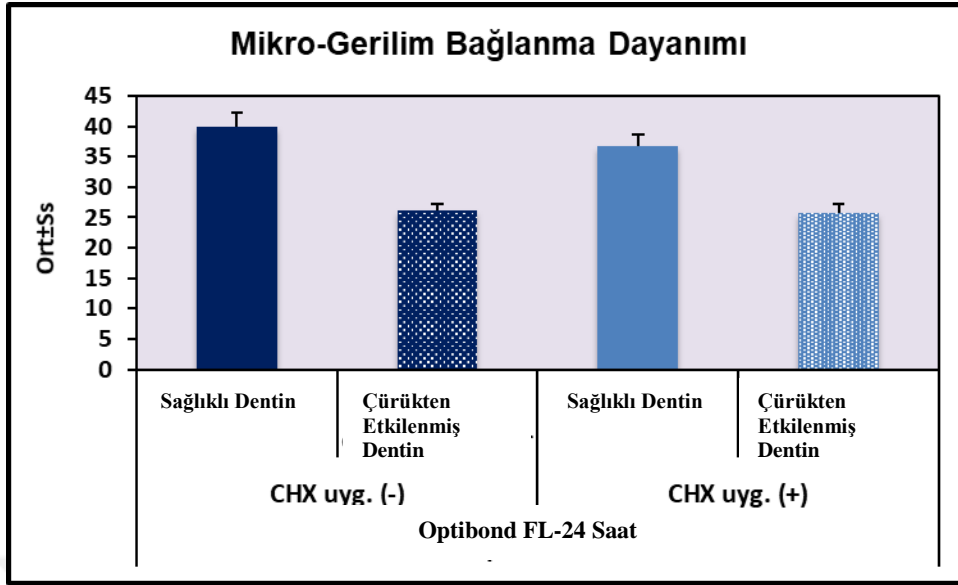
yüzeilerine olan bağlanma dayanımı değerlerinin birbirine yakın ve aralarındaki farkın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ), (Şekil 4-2), (Tablo 4-3).

**Tablo 4-3: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.**

ADEZİV SİSTEM	Çürükten Etkilenmiş Dentinde 24 Saat Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapmadegerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Optibond FL (n:10)	25,77 ± 1,45	26,07± 1,14	<b>0,406(p&gt;0,05)</b>
Single Bond Universal(n:10)	25,68 ± 1,03	25,32± 1,26	<b>0,364(p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,721(p&gt;0,05)</b>	<b>0,174(p&gt;0,05)</b>	

#### **4.3. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeilerine olan bağlanma dayanım değerleri (SOKV 24 saat: 36,71±2,04 MPa), aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentine olan bağlanma dayanım değerlerinden (ÇOKV 24 saat: 25,77±1,45 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken ( $p<0,01$ ); klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulanarak yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeilerine bağlanma dayanım değerleri de (SOKY 24 saat: 39,92±2,41 MPa) aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentine olan bağlanma dayanım değerlerinden (ÇOKY 24 saat: 26,07±1,14 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p< 0,01$ ), (Şekil 4-3), (Tablo 4-4).



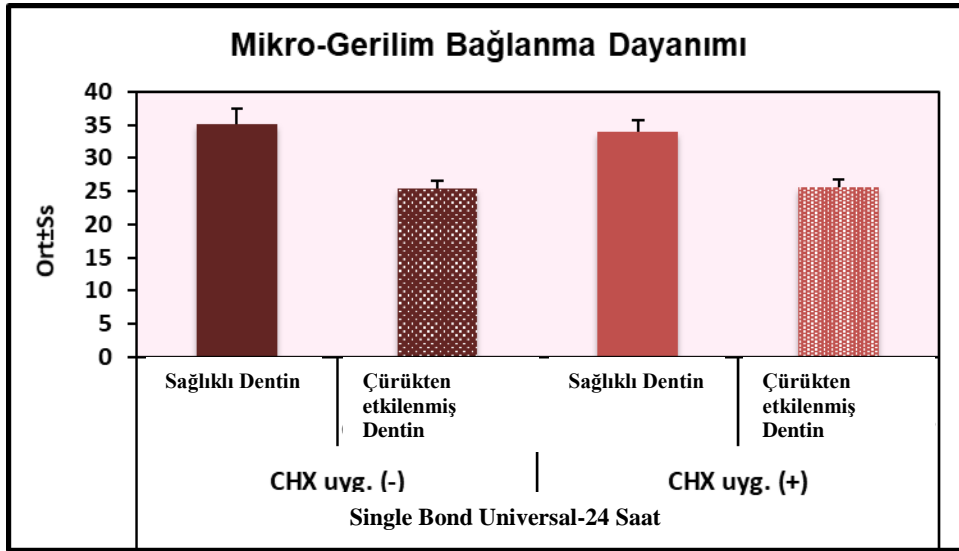
Şekil 4-3: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Tablo 4-4: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması

ADEZİV SİSTEM	24 Saat Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
<b>Optibond FL</b>			
Sağlıklı Dentin (n:10)	36,71±2,04	39,92±2,41	<b>0,002**(p&lt;0,01)</b>
Çürükten Etkilenmiş Dentin (n:10)	25,77±1,45	26,07±1,14	<b>0,406(p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	

#### 4.4. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı değerleri (SUKV 24 saat:  $33,99 \pm 1,63$  MPa), aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı değerlerinden (ÇUKV 24 saat:  $25,68 \pm 1,03$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken ( $p < 0,01$ ); klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda Single Bond Universal uygulanarak yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı değerleri de (SUKY 24 saat:  $35,04 \pm 2,48$  MPa) aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanım değerlerinden (ÇUKY 24 saat:  $25,32 \pm 1,26$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,01$ ), (Şekil 4-4), (Tablo 4-5).



Şekil 4-4: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

**Tablo 4-5: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.**

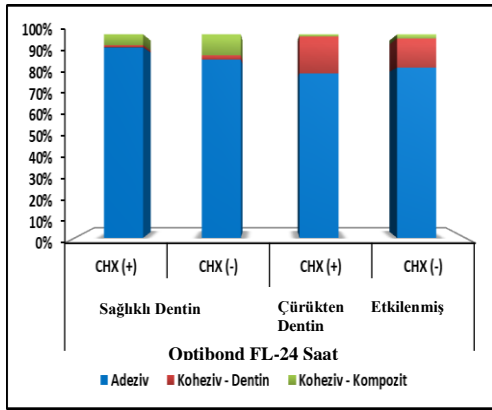
ADEZİV SİSTEM Single Bond Universal	24 Saat Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Sağlıklı Dentin (n:10)	33,99±1,63	35,04±2,48	<b>0,290(p&gt;0,05)</b>
Çürükten Etkilenmiş Dentin (n:10)	25,68±1,03	25,32±1,26	<b>0,364(p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	

#### **4.5. 24 Saat Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerde Oluşan Kopma Tipleri**

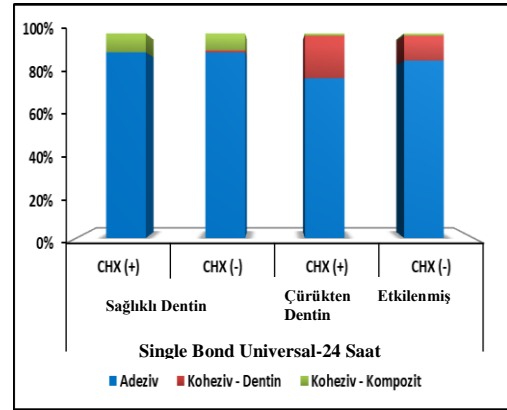
Mikro-gerilim bağlanma dayanım testi sonucunda stereomikroskop altında incelenen dentin örneklerinde saptanan kopma tipleri ve dağılımları (Tablo 4-6) ve (Şekil 4-5-1, Şekil 4-5-2), (Şekil 4-6-1A - Şekil 4-7-2 C)'de gösterilmiştir.

Klorheksidin uygulaması yapılan ve yapılmayan Optibond FL ve self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında 24 saat sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı ölçümleri sonrasında saptanan kopma tipleri değerlendirildiğinde %86.5 gibi yüksek oranda “adeziv/mixed” tipi kopmaların oluştuğu bunu % 8.7 ile dentinde ve % 4.8 ile de kompozitte oluşan koheziv kopmaların izlediği saptanmıştır (Şekil 4-5-1, Şekil 4-5-2), (Tablo 4-6).

Dentinde koheziv başarısızlığa en fazla; çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine klorheksidin varlığında self etch modunda uygulanmış Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında rastlanırken (ÇUKV 24 saat; %20,8); kompozitteki koheziv kopmalara en fazla sağlıklı dentin yüzeylerine klorheksidin olmaksızın uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında rastlanmıştır (SOKY 24 saat; %10.3), (Şekil 4-5-1; Şekil 4-5-2), (Tablo 4-6).



Şekil 4-5-1: 24 saat sonunda saptanan kopma tipleri.



Şekil 4-5-2: 24 saat sonunda saptanan kopma tipleri.

**Tablo 4-6: 24 saat sonunda elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu oluşan kopma tipleri (n) ve dağılımının (%) tablo ile gösterilmesi.**

GRUPLAR	Adeziv/Mixed n (%)	Dentin n (%)	Kompozit n (%)	TOPLAM
<b>SOKY 24 Saat</b>	85 (87,6)	2(2,1)	10(10,3)	94(12,1)
<b>SOKV 24 Saat</b>	88(93,6)	1(1,1)	5(5,3)	97(12,5)
<b>SUKY 24 Saat</b>	89(90,8)	1(1,0)	8(8,2)	98(12,6)
<b>SUKV 24</b>	89(90,8)	0(0)	9(9,2)	98(12,6)
<b>ÇOKY 24 Saat</b>	82(83,7)	14(14,3)	2(2,0)	99(12,7)
<b>ÇOKV 24 Saat</b>	80(80,8)	18(18,2)	1(1,0)	98(12,6)
<b>ÇUKY 24 Saat</b>	85(86,7)	12(12,2)	1(1,0)	96(12,3)
<b>ÇUKV 24 Saat</b>	75(78,1)	20(20,8)	1(1,0)	98(12,6)
<b>TOPLAM</b>	673(86,5)	68(8,7)	37(4,8)	778(100)



**Şekil 4-6-1: A, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (24 saat).**



**Şekil 4-6-1: B, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (24 saat).**



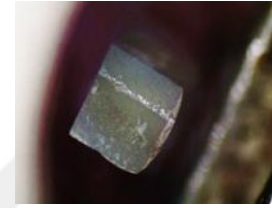
**Şekil 4-6-1: C, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (24 saat).**



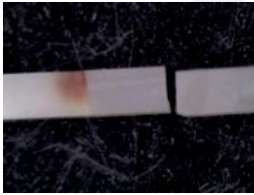
**Şekil 4-6-2: A, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (24 saat).**



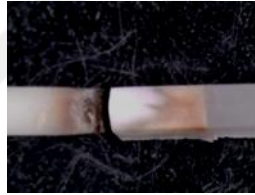
**Şekil 4-6-2: B, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (24 saat).**



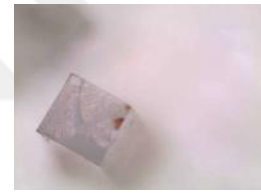
**Şekil 4-6-2: C, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (24 saat).**



**Şekil 4-7-1: A, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (24 saat).**



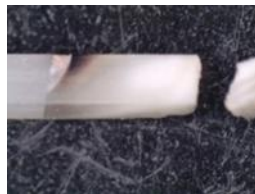
**Şekil 4-7-1: B, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (24 saat).**



**Şekil 4-7-1: C, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (24 saat).**



**Şekil 4-7-2: A, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (24 saat).**



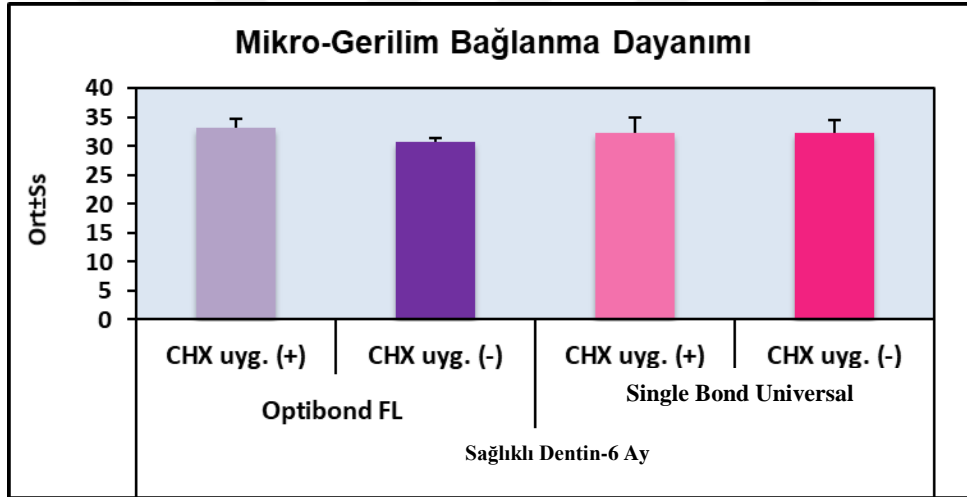
**Şekil 4-7-2: B, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (24 saat).**



**Şekil 4-7-2: C, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (24 saat).**

#### 4.6. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulaması yapılan ve yapılmayan Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların, 6 ay sonunda sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SOKY 6ay: 30,68±0,80 MPa; SOKV 6ay: 33,20±1,58 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı derece farklılık ( $p<0,01$ ) saptanırken; aynı şartlarda ancak self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SUKY 6ay: 32,30±2,22 MPa; SUKV 6ay: 32,33±2,53 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık ( $p>0,05$ ) saptanmamıştır (Şekil 4-8), (Tablo 4-7).



Şekil 4-8: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Gerek klorheksidin varlığında Optibond FL (SOKV 6 ay: 33,20±1,58 MPa) ve self etch modundaki Single Bond Universal (SUKV6ay: 32,33±2,53 MPa) uygulanmalarını takiben yapılan bulk-fill restorasyonların gerekse klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL (SOKY 6 ay: 30,68±0,80 Mpa) ve self etch modundaki Single Bond Universal (SUKY 6 ay: 32,30±2,22 Mpa) uygulamalarını takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma dayanım değerlerinin birbirine yakın ve değerler arasındaki farklarında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p>0,05$ ), (Şekil 4-8), (Tablo 4-7).



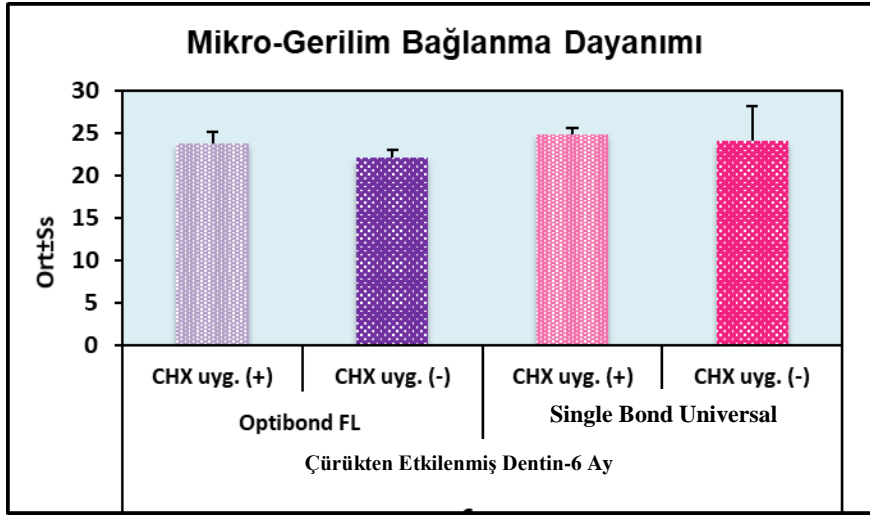
**Tablo 4-7: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.**

ADEZİV SİSTEM	Sağlıklı Dentinde 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Optibond FL (n:10)	33,20±1,58	30,68±0,80	<b>0,002** (p&lt;0,01)</b>
Single Bond Universal (n:10)	32,33±2,53	32,30±2,22	<b>1,000 (p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,571(p&gt;0,05)</b>	<b>0,131(p&gt;0,05)</b>	

#### **4.7. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL ve Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (ÇOKV 6 ay: 23,83±1,28 MPa), klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların aynı süre sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma dayanımı değerlerinden (ÇOKY 6 ay: 22,16±0,90 MPa) yüksek ve değerler arasındaki farkın da istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ( $p < 0,01$ ), (Şekil 4-9), (Tablo 4-8).

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (ÇUKV 6 ay: 24,79±0,88 MPa) klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların aynı süre sonrasındaki çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı değerlerine (ÇUKY 6 ay: 24,14±4,12 MPa) yakın olduğu ve değerler arasındaki farkın da istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ( $p > 0,05$ ), (Şekil 4-9), (Tablo 4-8).



Şekil 4-9: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

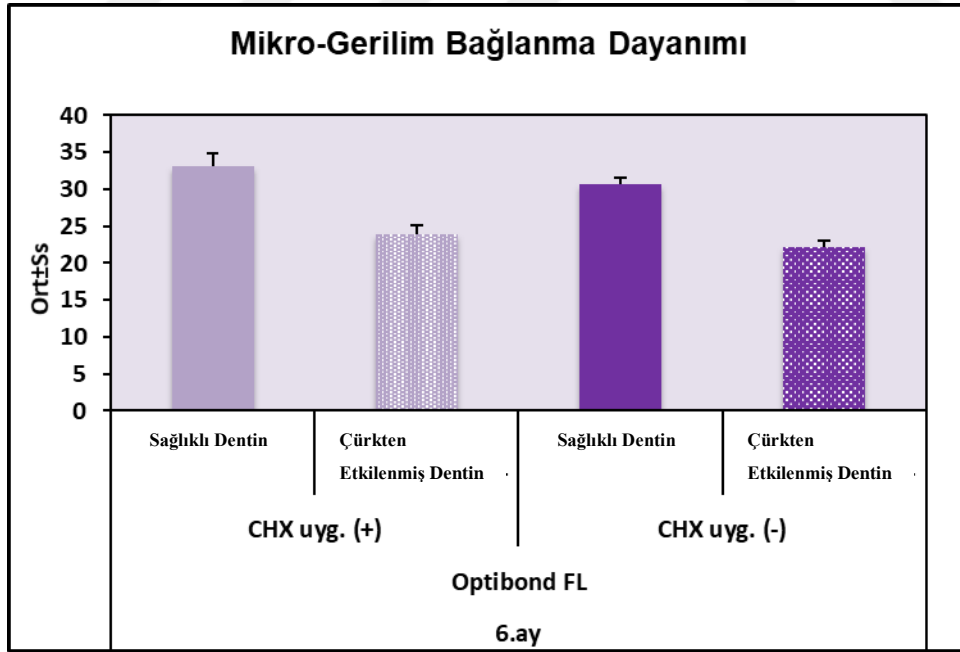
Gerek klorheksidin varlığında Optibond FL (ÇOKV 6 ay: 23,83±1,28 MPa) ve self etch modundaki Single Bond Universal (ÇUKV 6 ay: 24,79±0,88 MPa) uygulanmalarını takiben; gerekse klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL (ÇOKY 6 ay: 22,16±0,9 MPa) ve self etch modundaki Single Bond Universal (ÇUKY 6 ay: 24,14±4,12 MPa) uygulamalarını takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ), (Şekil 4-9), (Tablo 4-8).

Tablo 4-8: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan adezivleri takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırılması.

ADEZİV SİSTEM	Çürükten Etkilenmiş Dentin 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Optibond FL (n:10)	23,83±1,28	22,16±0,90	<b>0,003** (p&lt;0,01)</b>
Single Bond Universal (n:10)	24,79±0,88	24,14±4,12	<b>0,705 (p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,045*(p&lt;0,05)</b>	<b>0,162*(p&lt;0,05)</b>	

#### 4.8. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SOKV 6 ay:  $33,20 \pm 1,58$  MPa), aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanım değerlerinden (ÇOKV 6 ay:  $23,83 \pm 1,28$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken ( $p < 0,01$ ); klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri de (SOKY 6 ay:  $30,68 \pm 0,80$  MPa) aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma değerlerinden (ÇOKY 6 ay:  $22,16 \pm 0,9$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,01$ ), (Şekil 4-10), (Tablo 4-9).



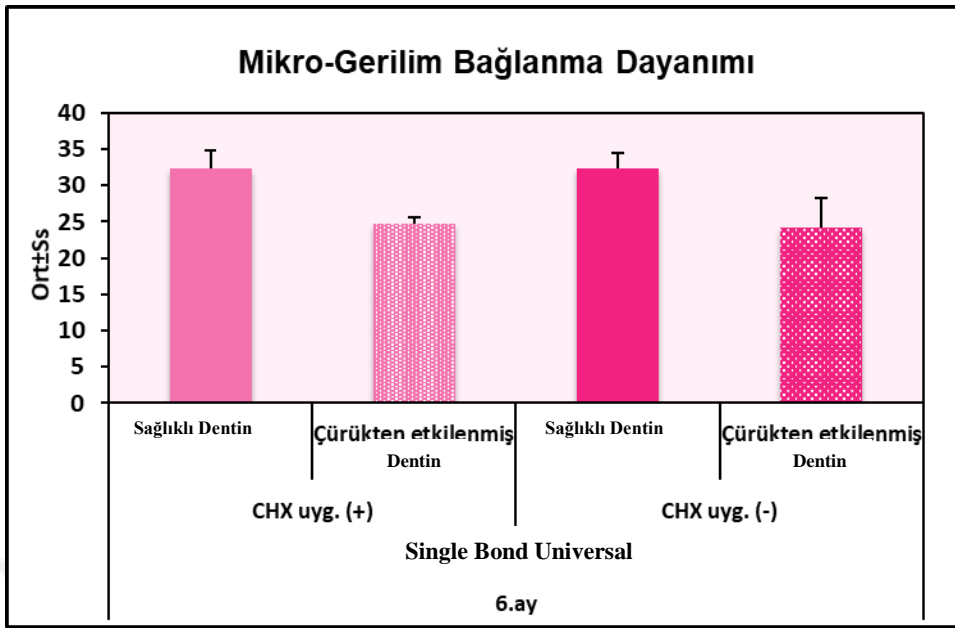
Şekil 4-10: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

**Tablo 4-9: Klorheksidin varlığına (+) ve yokluğuna (-) göre uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.**

ADEZİV SİSTEM Optibond FL	6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Sağlıklı Dentin (n:10)	33,20±1,58	30,68±0,80	<b>0,002** (p&lt;0,01)</b>
Çürükten Etkilenmiş Dentin (n:10)	23,83±1,28	22,16±0,90	<b>0,003** (p&lt;0,01)</b>
P	<b>0,001*(p&lt;0,01)</b>	<b>0,001***(p&lt;0,01)</b>	

#### **4.9. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokularına 6Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda Single Bond Universal uygulanmış bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki sağlıklı dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanım değerleri (SUKV 6 ay: 32,33±2,53 MPa), aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki çürükten etkilenmiş dentine olan bağlanma değerlerinden (ÇUKV 6 ay: 24,79±0,88 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunurken (p<0,01); klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda Single Bond Universal uygulanarak yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki sağlıklı dentin yüzeyine olan bağlanma dayanım değerleri de (SUKY 6 ay: 32,30±2,22 MPa) aynı şartlarda yapılan bulk-fill restorasyonların 6 ay sonundaki çürükten etkilenmiş dentine olan bağlanma dayanım değerlerinden (ÇUKY 6 ay: 24, 14±4,12 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,01), (Şekil 4-11), (Tablo 4-10).



Şekil 4-11: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Tablo 4-10: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması.

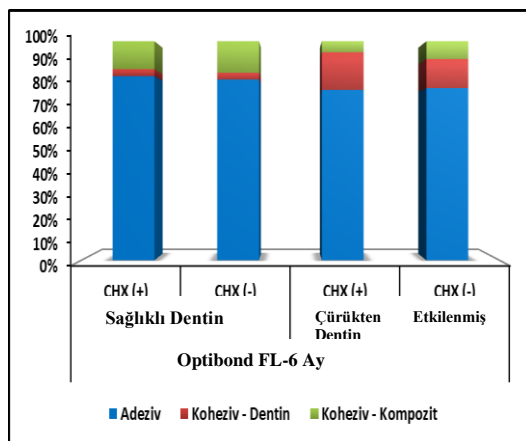
ADEZİV SİSTEM Single Bond Universal	6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
Sağlıklı Dentin (n:10)	32,33±2,53	32,30±2,22	<b>1,000(p&gt;0,05)</b>
Çürükten Etkilenmiş Dentin (n:10)	24,79±0,88	24,14±4,12	<b>0,705(p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	<b>0,001**(p&lt;0,01)</b>	

#### 4.10. 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerde Oluşan Kopma Tipleri

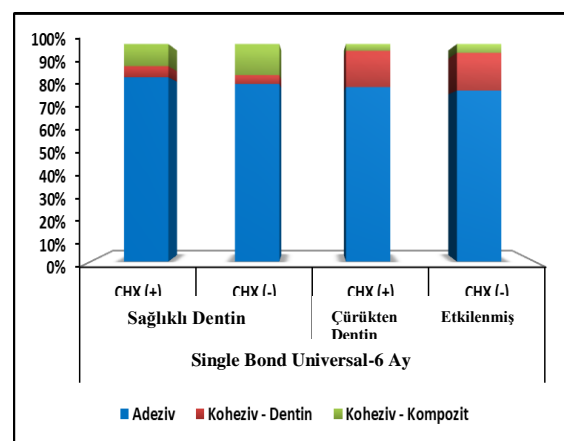
Mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucunda stereomikroskop altında incelenen dentin örneklerinde saptanan kopma tipleri ve dağılımları (Tablo 4-11) ve (Şekil 4-12-1, Şekil 4-12-2), (Şekil 4-13-1A - Şekil 4.14-2-C)'de gösterilmiştir.

Klorheksidin uygulaması yapılan ve yapılmayan Optibond FL ve self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma dayanımı ölçümleri sonrasında saptanan kopma tipleri değerlendirildiğinde % 81 gibi yüksek oranda "adeziv/mixed" tipi kopmaların oluştuğu bunu %10 ile dentinde ve % 9 ile de kompozitte oluşan koheziv kopmaların izlediği saptanmıştır (Tablo 4-11), (Şekil 4-12-1,Şekil 4-12-2).

Dentinde koheziv başarısızlık en yüksek; çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine klorheksidin varlığında uygulanmış Optibond FL'yi takiben yapılan bulk-fill örneklerinde (ÇUKV 6ay; %17,2) ve klorheksidin uygulanmamış self etch modunda Single Bond Universal'i (ÇUKY 6 ay; %17,3) takiben yapılan bulk-fill örneklerinde saptanırken kompozitteki koheziv kopmaların en fazla sağlıklı dentin yüzeylerine klorheksidin olmaksızın uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim dayanımı ölçümünden sonra rastlandığı (SOKY 6ay; %14.4) belirlenmiştir (Tablo 4-11), (Şekil 4-12-1,Şekil 4-12-2).



Şekil 4-12-1: 6 ay sonunda saptanan kopma tipleri.



Şekil 4-12-2: 6 ay sonunda saptanan kopma tipleri.

**Tablo 4-11: 6 ay sonunda elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucu oluşan kopma tipleri (n) ve dağılımının (%) tablo ile gösterilmesi.**

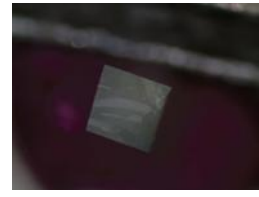
GRUPLAR	Adeziv/Mixed n (%)	Dentin n (%)	Kompozit n (%)	TOPLAM
<b>SOKY 6 ay</b>	80 (82,5)	3 (3,1)	14(14,4)	97(24,8)
<b>SOKV 6 ay</b>	79(84,0)	3(3,2)	12(12,8)	94(24,3)
<b>SUKY 6 ay</b>	80(81,6)	4(4,1)	14(14,3)	98(25,1)
<b>SUKV 6 ay</b>	83(84,7)	5(5,1)	10(10,2)	98(25,3)
<b>ÇOKY 6 ay</b>	77(78,6)	13(13,3)	8(8,2)	98(25,1)
<b>ÇOKV 6 ay</b>	77(77,8)	17(17,2)	5(5,1)	99(25,6)
<b>ÇUKY 6 ay</b>	77(78,6)	17(17,3)	4(4,1)	98(25,1)
<b>ÇUKV 6 ay</b>	77(80,2)	16(16,7)	3(3,1)	96(24,8)
<b>TOPLAM</b>	630(81,0)	78(10,0)	70(9,0)	778(100)



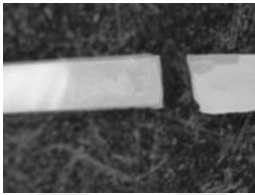
**Şekil 4-13-1: A, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (6 ay).**



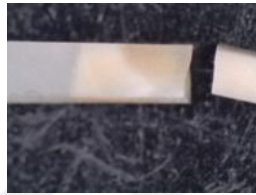
**Şekil 4-13-1: B, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (6 ay).**



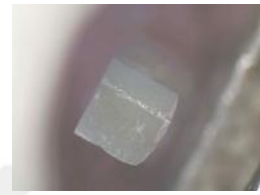
**Şekil 4-13-1: C, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (6 ay).**



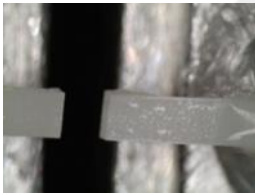
**Şekil 4-13-2: A, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-13-2: B, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-13-2: C, Sağlıklı Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-14-1: A, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-14-1: B, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-14-1: C, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Optibond FL Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-14-2: A, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Kompozitte Koheziv Kopma (6 ay).**



**Şekil 4-14-2: B, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Dentinde Koheziv Kopma (6 ay).**



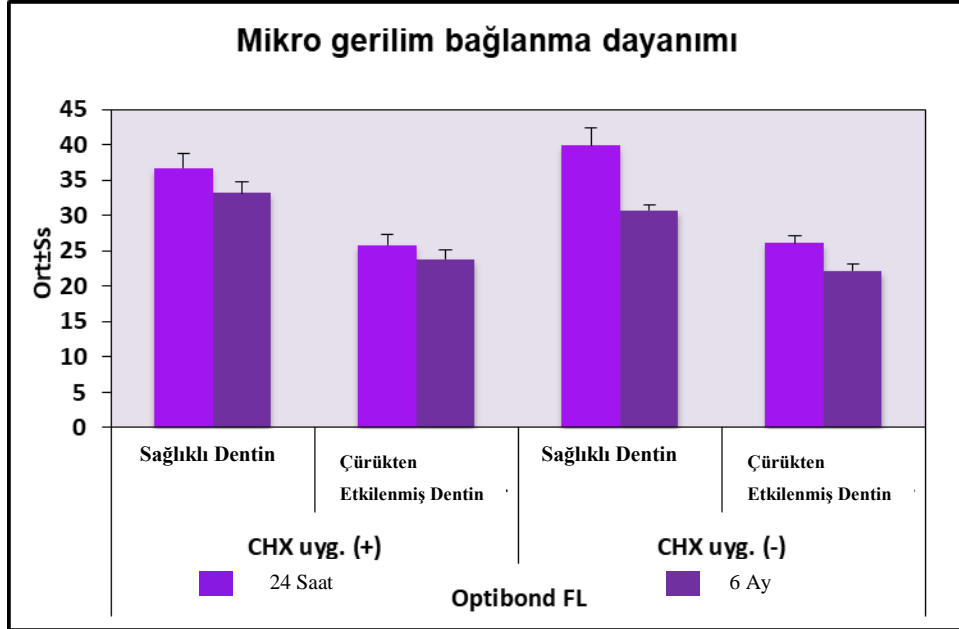
**Şekil 4-14-2: C, Çürükten Etkilenmiş Dentin Yüzeylerinde Single Bond Universal Gruplarında Adeziv/Mixed Kopma (6 ay).**



#### 4.11. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 ay sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerine olan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SOKV 24 saat:  $36,71 \pm 2,04$  MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanım değerlerinden (SOKV 6 ay:  $33,2 \pm 1,58$  MPa) yüksek ve değerler arasındaki farkında istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ( $p < 0,01$ ), (Şekil 4-15), (Tablo 4-12).

Klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulamasını takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki sağlıklı dentin yüzeylerine olan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SOKY 24 saat:  $39,92 \pm 2,41$  MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanım değerlerinden (SOKY 6 ay:  $30,68 \pm 0,8$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ( $p < 0,01$ ), (Şekil 4-15), (Tablo 4-12).



Şekil 4-15: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonundaki sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

**Tablo 4-12: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonundaki sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.**

ADEZİV SİSTEM Optibond FL	Sağlıklı Dentinde 24 Saat Ve 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
24 Saat (n:10)	36,71±2,04	39,92±2,41	<b>0,002**(p&lt;0,01)</b>
6ay (n:10)	33,20±1,58	30,68±0,80	<b>0,002**(p&lt;0,01)</b>
P	<b>0,005**(p&lt;0,01)</b>	<b>0,005**(p&lt;0,01)</b>	

#### **4.12. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Optibond FL Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki çürük dentin yüzeylerine olan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (ÇOKV 24 saat: 25,77±1,45 MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında dentin yüzeylerindeki bağlanma dayanımı değerlerinden (ÇOKV 6 ay: 23,83±1,28 MPa) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ), (Şekil 4-15), (Tablo 4-13).

Klorheksidin uygulaması olmaksızın Optibond FL uygulamasını takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki çürük dentin yüzeylerine olan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (ÇOKY 24 saat: 26,07±1,14 MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında dentin yüzeylerindeki bağlanma değerlerinden (ÇOKY 6 ay: 2,16±0,9 MPa) istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu saptanmıştır ( $p<0,01$ ), (Şekil 4-15), (Tablo 4-13).

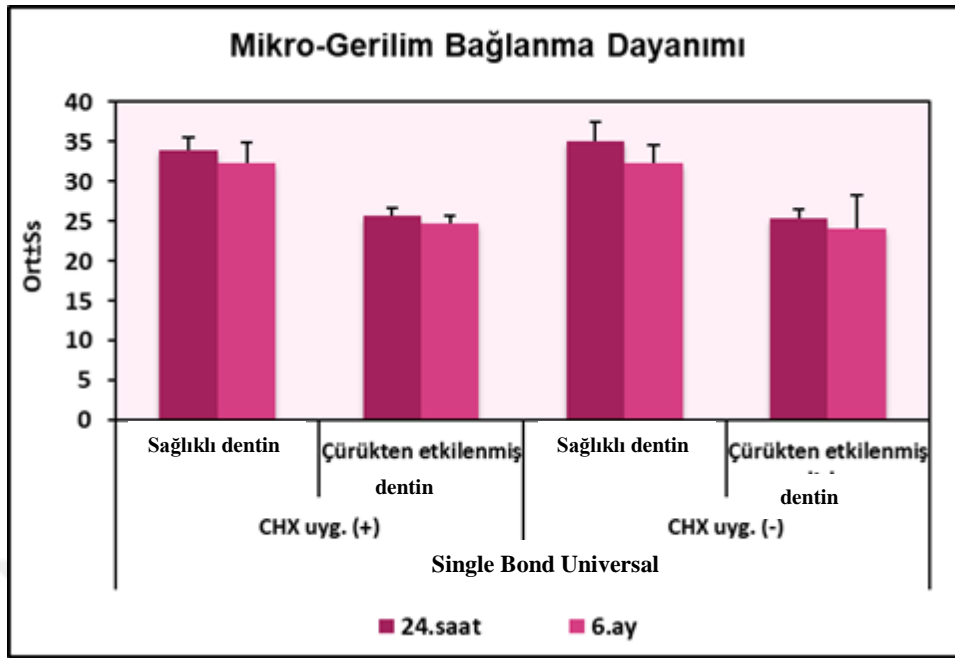
**Tablo 4-13: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.**

ADEZİV SİSTEM Optibond FL	Çürükten Etkilenmiş Dentinde 24 Saat Ve 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
24 SAAT (n:10)	25,77±1,45	26,07±1,14	<b>0,406(p&gt;0,01)</b>
6AY (n:10)	23,83±1,28	22,16±0,9	<b>0,003*(p&lt;0,01)</b>
P	<b>0,022*(p&lt;0,05)</b>	<b>0,005**(p&lt;0,01)</b>	

#### **4.13. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Sağlıklı Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı**

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SUKV 24 saat: 33,99±1,63 MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerindeki saptanan bağlanma dayanımı değerlerine (SUKV 6 ay: 32,33±2,53 MPa) benzer olduğu ve değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $p>0,05$ ), (Şekil 4-16), (Tablo 4-14).

Klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SUKY 24 saat: 35,04±2,48 MPa), aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerindeki bağlanma değerlerinden (SUKY 6 ay: 32,30±2,22 MPa) yüksek ve değerler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ( $p<0,05$ ), (Şekil 4-16), (Tablo 4-14).



Şekil 4-16: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımları.

Tablo 4-14: Klorheksidin Varlığında (+) Ve Yokluğunda (-) Self Etch Modunda Uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay Sonundaki sağlıklı dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.

ADEZİV SİSTEM Single Bond Universal	Sağlıklı Dentin 24 Saat Ve 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
24 Saat (n:10)	33,99±1,63	35,04±2,48	<b>0,290(p&gt;0,05)</b>
6 Ay (n:10)	32,33±2,53	32,30±2,22	<b>1,000(p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,051(p&gt;0,05)</b>	<b>0,037*(p&lt;0,05)</b>	

#### 4.14. Klorheksidin Varlığında ve Yokluğunda Self Etch Modunda Single Bond Universal Uygulamasını Takiben Yapılan Bulk-Fill Restorasyonların Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna 24 Saat ve 6 Ay Sonrasındaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı

Klorheksidin uygulamasını takiben self etch modunda uygulanmış Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (ÇUKV 24 saat:  $25,68 \pm 1,03$  MPa) aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan bağlanma değerlerinden (ÇUKV 6 ay:  $24,79 \pm 0,88$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği saptanmıştır ( $p > 0,05$ ), (Şekil 4-16), (Tablo 4-15).

Klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda uygulanmış Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (ÇUKY 24 saat:  $25,32 \pm 1,26$  MPa) aynı şartlarda ancak 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerindeki bağlanma değerlerinden (ÇUKY 6 ay:  $24,14 \pm 4,12$  MPa) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği saptanmıştır ( $p > 0,05$ ), (Şekil 4-16), (Tablo 4-15).

**Tablo 4-15: Klorheksidin varlığında (+) ve yokluğunda (-) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentindeki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.**

ADEZİV SİSTEM Single Bond Universal	Çürükten Etkilenmiş Dentin 24 Saat Ve 6 Ay Sonraki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Ortalama (Mpa) Ve Standart Sapma Değerleri		p
	CHX (+)	CHX (-)	
24 Saat (n:10)	$25,68 \pm 1,03$	$25,32 \pm 1,26$	<b>0,364(p&gt;0,05)</b>
6ay (n:10)	$24,79 \pm 0,88$	$24,14 \pm 4,12$	<b>0,705 (p&gt;0,05)</b>
P	<b>0,364(p&gt;0,05)</b>	<b>0,705 (p&gt;0,05)</b>	

#### **4.15. 24 Saat ve 6 Ay Sonundaki Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi Sonrasında Örneklerde Oluşan Kopma Tipleri**

Mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testi sonucunda stereomikroskop altında incelenen dentin örneklerindeki kopma tipleri ve dağılımları (Tablo 4-16) ve (Şekil 4-17)'de gösterilmiştir

Klorheksidin uygulaması varlığında ve yokluğunda gerek sağlıklı gerekse çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde hem Optibond FL hem de self etch modunda Single Bond Universal uygulamasını takiben yapılan bulk-fill restorasyonların 24 saat ve 6 ay sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanımı testleri sonrasında en fazla “adeziv/mixed” tipi kopma gösterdikleri saptanmış olup; 24 saat sonunda oluşan bu tip kopmaların (%86,5) 6 ay sonrasında oluşan aynı tip kopmalardan (%81) daha yüksek oranda olduğu ve ayrıca yine gerek 24 saat gerekse 6 ay sonunda saptanan bu tip kopmaların çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde sağlam dentin yüzeylerinden klorheksidinin varlığından ve kullanılan adezivin yapısından bağımsız olarak daha düşük olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-16), (Şekil 4-17).

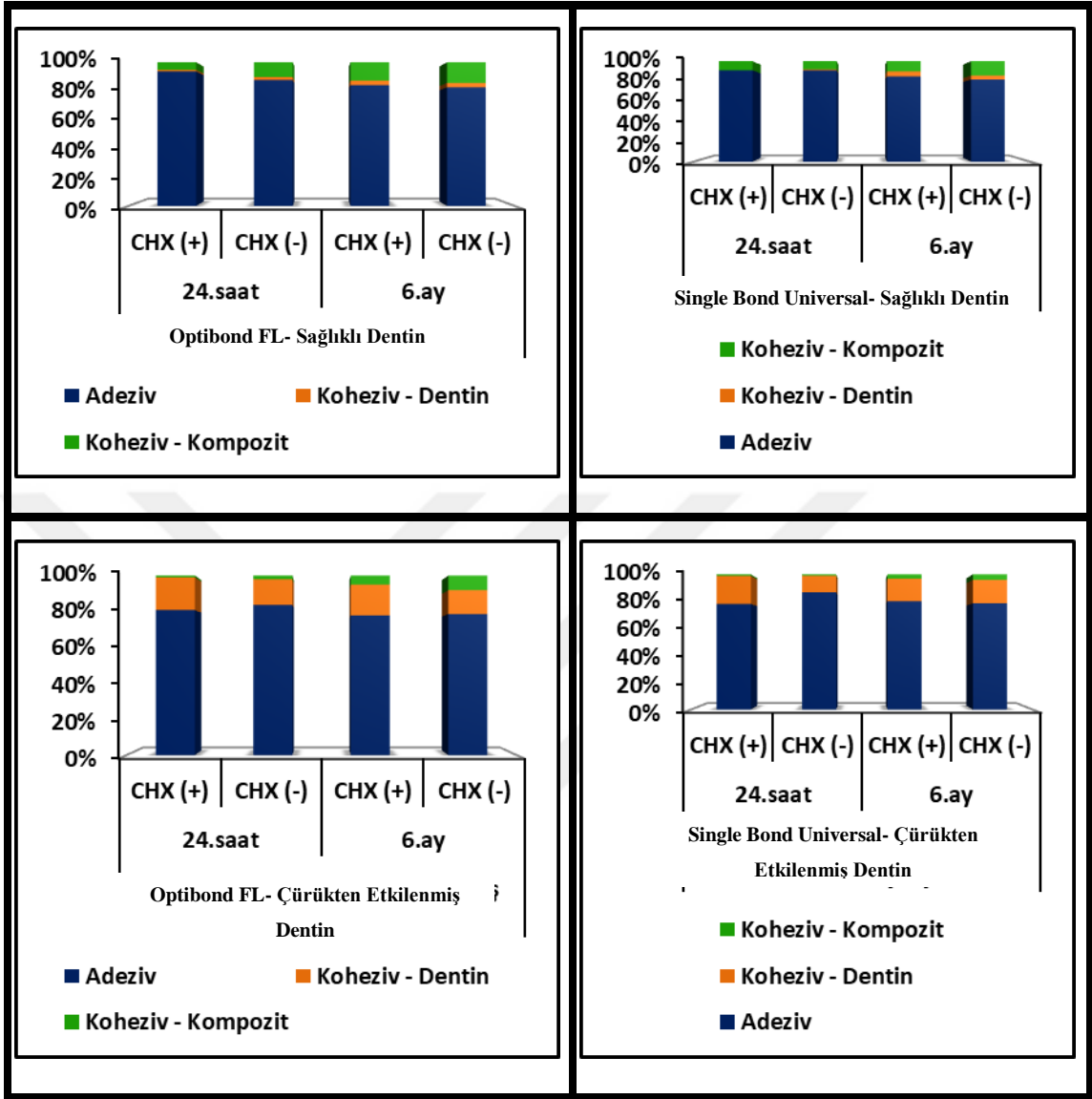
Dentinde saptanan koheziv başarısızlık miktarının klorheksidin varlığından, kullanılan adeziv tipinden bağımsız olarak gerek 24 saat gerekse 6 ay sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanma oranlarının çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde saptananlardan çok daha az olduğu, ancak yine bu tip kopmaların zamana bağlı olarak sağlıklı dentin yüzeylerinde görülme sıklıkları artarken, çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde görülme sıklıklarının azalma gösterdiği tespit edilmiştir. Dentinde koheziv başarısızlık 24 saatlik gruplar içinde, en fazla çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine klorheksidin varlığında self etch modunda uygulanmış Single Bond Universal takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarda (ÇUKV 24 saat; %20,8) saptanırken, 6 ay sonrasında dentinde koheziv başarısızlık en az çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine klorheksidin yokluğunda uygulanmış Optibond FL (ÇOKY 6 ay; %13,3) grubunda saptanmıştır (Tablo 4-16). (Şekil 4-17).

Kompozitte saptanan koheziv başarısızlık miktarının klorheksidin varlığından, kullanılan adeziv tipinden ve dokunun yapısından bağımsız olarak 24 saatlik gruplarda 6 aylık gruplardan daha az olduğu, gerek 24 saatte gerekse 6 ayda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığından ve kullanılan adezivin yapısından

bağımsız olarak sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanandan daha az oranda kompozitte koheziv tip kopma meydana geldiği saptanmıştır (Tablo 4-16), (Şekil 4-17).

**Tablo 4-16: 24 Saat ve 6 Ay Sonunda Elde Edilen Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi Sonucu Oluşan Kopma Tipleri (n) ve Dağılımının (%) Tablo ile Gösterilmesi.**

GRUPLAR	Adeziv/Mixed n(%)	Dentin n(%)	Kompozit n(%)	TOPLAM	GRUPLAR	Adeziv/Mixed n(%)	Dentin n(%)	Kompozit n(%)	TOPLAM
SOKY 24	85 (87,6)	2(2,1)	10(10,3)	94(12,1)	SOKY 6ay	80 (82,5)	3 (3,1)	14(14,4)	97(24,8)
SOKV 24	88(93,6)	1(1,1)	5(5,3)	97(12,5)	SOKV 6ay	79(84,0)	3(3,2)	12(12,8)	94(24,3)
SUKY 24	89(90,8)	1(1,0)	8(8,2)	98(12,6)	SUKY 6ay	80(81,6)	4(4,1)	14(14,3)	98(25,1)
SUKV 24	89(90,8)	0(0)	9(9,2)	98(12,6)	SUKV 6ay	83(84,7)	5(5,1)	10(10,2)	98(25,3)
ÇOKY 24	82(83,7)	14(14,3)	2(2,0)	99(12,7)	ÇOKY 6ay	77(78,6)	13(13,3)	8(8,2)	98(25,1)
ÇOKV 24	80(80,8)	18(18,2)	1(1,0)	98(12,6)	ÇOKV 6ay	77(77,8)	17(17,2)	5(5,1)	99(25,6)
ÇUKY 24	85(86,7)	12(12,2)	1(1,0)	96(12,3)	ÇUKY 6ay	77(78,6)	17(17,3)	4(4,1)	98(25,1)
ÇUKV 24	75(78,1)	20(20,8)	1(1,0)	98(12,6)	ÇUKV 6ay	77(80,2)	16(16,7)	3(3,1)	96(24,8)
TOPLAM	673(86,5)	68(8,7)	37(4,8)	778(100)	TOPLAM	630(81,0)	78(10,0)	70(9,0)	778(100)
<b>24 Saat Sonrasında Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testini Takiben Örneklerde Saptanan Kopma Tipleri</b>					<b>6 Ay Sonrasında Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanımı Testini Takiben Örneklerde Saptanan Kopma Tipleri</b>				



Şekil 4-17: 24 Saat ve 6 Ay Sonrasında Saptanan Kopma Tipleri.



## 5. TARTIŞMA

İn vitro olarak yapılan bu çalışmada, MMP inhibitörü olarak kullanılan %2'lik klorheksidin uygulamasını takiben ya da klorheksidin olmaksızın uygulanan farklı adeziv bağlayıcıların bulk-fill restorasyonların sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımlarına etkileri kısa (24 saat) ve uzun dönemde (6 ay) araştırılmıştır.

Diş hekimliğinde sağlıklı dokunun korunmasının amaçlandığı, bu nedenle de minimum madde kayıplı preparasyonların geliştirildiği minimal invaziv yaklaşımın her geçen gün önem kazanması ve hastaların estetik beklentilerinin artması sadece ön bölgede değil arka bölgede de reçine esaslı materyallerin kullanımının yaygınlaşmasına neden olmuştur. Kullanılan materyallerin uzun süreli klinik performanslarında diş sert dokularına bağlanmaları son derece önemli bir kriter olup, optimal bağlanmayı sağlayacak ve arttıracak yöntemlerle ilgili pek çok çalışma yapılmakta, bunların sonucuna bağlı olarak da her geçen gün birçok yenilik diş hekimlerinin hizmetine sunulmaktadır.

Mine dokusuna bağlanmanın başarıyla sağlanmasının ardından, restorasyonların başarısındaki pek çok sorunun odağında yer alan dentine yetersiz bağlanma konusunda çalışmalar başlatılmış ve Fusayama'nın önerdiği "dentini asit ile pürüzlendirerek mekanik yolla bağlanmayı artırma düşüncesi" adeziv diş hekimliğinde çok önemli bir aşama kaydedilmesine neden olmuştur (Fusayama 1992). Diş sert dokularının pürüzlendirilmesi ve reçine infiltrasyonu ile adeziv-diş dokusu bağlantısının sağlanması başarılı restorasyonların yapılmasına imkân vermekte ve (Dayangaç 2011) mikro sızıntının, restorasyon sonrası duyarlılık ile sekonder çürük oluşumu gibi daha pek çok sorunun önüne geçilmesi sağlanabilmektedir (Van Merbeek ve ark. 1998).

Dentine bağlanma ile ilgili araştırmaların pek çoğu sağlam dentin dokusunda yapılmaktadır. Ancak restoratif tedavi işlemleri sırasında sıklıkla farklı dentin bölgelerinde çeşitli çürük lezyonları ile karşılaşılacağı ve bu durumun da adezyonu etkileyebileceği unutulmamalıdır. Enfekte, remineralizasyon kapasitesi olmayan dentinin uzaklaştırılması ile kavite preparasyonları gerçekleştirilmekle birlikte, çürükten etkilenmiş remineralize olabilme özelliği taşıyan dentinin tanınması ve yapılacak adeziv

işlemlerdeki yanıtının ne olduğunun bilinmesi restorasyonun başarısı açısından önemlidir. Bu nedenle sağlam dişlerle birlikte okluzal çürüğe sahip dişler de çalışmaya dâhil edilmiş ve yapılan tüm uygulamaların hem sağlam hem de çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine yapılarak sonuçların karşılaştırılması olarak değerlendirilmesine imkân yaratılmıştır.

Klinik çalışmalar restoratif işlemlerde kullanılacak olan materyallerin etkinliğinin değerlendirilmesinde çok önemli bir kaynak oluştururlar. Gerek kullanılan materyallerin gerekse uygulanan tedavi yöntemlerinin neden olduğu sorunların cevabının araştırıldığı gönüllü bireyler üzerinde yapılan klinik çalışmalarda; hastanın ağız hijyeni, yaşı, oklüzyon durumu, lezyonun etiyojisi, ortamın izolasyonu, diş hekiminin manipülasyon yeteneği gibi pek çok faktör elde edilecek veriler üzerinde etkili olmaktadır (De Munck ve ark. 2005; Heintze ve ark. 2010; Heintze ve ark. 2015). Parametrelerin standardizasyonunun zorluğu, çalışma dizaynının doğru olmaması, kısa periyotlardaki kontrol randevularına gelen hastaların oranının %50'den daha az olması gibi etkenler de klinik çalışmaların gerçekleşmesindeki diğer olumsuzluklar arasında unutulmamalıdır. Klinik araştırmanın başladığı zaman olan “başlangıç noktası” ile araştırmacıların takip esnasında ve çalışmanın en sonunda ulaşılan sonuçlar karşılaştırılarak materyalin ve/veya uygulanan tedavinin klinik başarısı ölçülür ki bu uzun bir süreçtir (Hickel ve ark. 2007). Bununla beraber, diş hekimliğinde adeziv teknolojideki süratli gelişim nedeniyle bir materyal üzerindeki çalışmalar devam ederken üretici firmalar yeni materyalleri tanıtmakta ve uzun dönemli klinik çalışmalara yeterli zaman ayırlamamaktadır. Tüm bu nedenlerle üretici firmalar piyasaya sunulan materyallerin klinik performansını göstermek için daha çok laboratuvar çalışmalarından destek almaktadırlar (Perdigão 2002) ki bu çalışmalarda da ağız içi mikroflorası ve tükürük özelliklerinden kaynaklanan farklılıklar ile çiğneme kuvvetleri, ısı değişiklikleri gibi özellikleri oluşturmak oldukça zor, kimi zaman yetersiz ya da imkânsızdır. In vitro bağlanma testlerinde yüksek değerler gösteren bir adeziv sistemin klinik performansının da yüksek olması beklenirken bunun ağız hijyeni iyi olan ve düşük çürük riski bulunan hasta grubu için geçerli olacağı unutulmamalıdır (Carvalho ve ark. 2012; Heintze 2013). İdeal olan in vitro ve in vivo çalışma sonuçlarının birbirini desteklemesidir (Salz ve Bock 2010). Günümüzde, çeşitli yaşlandırma yöntemleri kullanılarak degradasyonu hızlandırılan adeziv ara yüzeyi bağlantısı ile ilgili sonuçlara çoğunlukla laboratuvar

çalışmaları ve in vitro test metodolojilerinden elde edilen veriler ışığında ulaşılmaktadır (Van Dijken ve ark. 2007; Peumans ve ark. 2010; Liu ve ark. 2011; Araujo ve ark. 2015). In vitro çalışmaların sonuçları klinik çalışma sonuçlarını tam olarak yansıtmasa da benzer değerler göstermekte, adeziv sistemlerin klinik başarısıyla ilgili bize ipuçları vermektedir (Sadek ve ark. 2005). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamız in vitro koşullar altında gerçekleştirilen bir laboratuvar çalışması olarak planlanmıştır.

Son yıllarda popüler bir araştırma konusu haline gelen adeziv sistemlerin reçine-dentin ara yüzündeki bağlanma dayanıklılığı in vitro olarak bağlanma dayanım testleri, ara yüzeye gümüş iyonlarının penetrasyonu, ara yüzeyin morfolojik olarak mikroskop altında incelemesi, restorasyonun kenar uyumunun değerlendirilmesi gibi pek çok farklı yöntemle araştırılmaktadır. Restoratif materyal ile diş dokuları arasındaki bağlanmada önemli rol oynayan adeziv reçinelerin ağız içi fonksiyonlarından ve reçine polimerizasyonundan kaynaklanan streslere karşı göstereceği direncin değerlendirilmesinde en yaygın olarak “mikro-gerilim” ve “mikro-makaslama” bağlanım testlerinden yararlanılmaktadır (De Munck ve ark. 2005; Armstrong ve ark. 2010; Heintze ve Zimmerli 2011; Heintze ve ark. 2015). Sano ve ark. (1994) mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık testinde gerilim kuvvetinin  $\sim 1 \text{ mm}^2$  gibi çok küçük yüzeylerde değerlendirilebildiğini ve aynı ölçümlerin dışın farklı bölgelerinden elde edilen dentin çubuklarında yapılabildiğini ifade etmişlerdir. Pashley ve ark. (1994; 1995) uzun dönemdeki reçine-sert doku bağlantısının performansının değerlendirilmesinde farklı bağlanma dayanım testlerinin kullanılabileceğini ve bunların arasında mikro-gerilim bağlanma dayanım testinin en güvenilir bağlanma test metodu olarak düşünülebileceğini bildirmişlerdir. Geleneksel makaslama testleriyle karşılaştırıldığında, bir bağlayıcı ajanın bağlanma dayanımının niteliksel olarak iyi ya da kötü oluğunu mikro-gerilim bağlanma dayanımı testi ile ayırt etmek daha olası olup, ara yüzey bağlantısının küçük alanlarda incelenmesinin hata sıklığını azalttığı unutulmamalıdır. Bu nedenle günümüzde bağlanma dayanımı ile ilgili yapılan çalışmalarının %60’ı mikro-gerilim bağlanma dayanımı çalışmasıdır (Van Meerbeek ve ark. 2010). Geleneksel yaklaşımlara göre, ara yüzeyde daha iyi stres dağılımına yol açarak örneklerin kapsamlı ve ayrıntılı değerlendirilebilmesini sağlayan ve araştırmacılara çok yönlü araştırma imkânı veren bu in vitro test metodunun diğer bağlanma dayanım testleri ile karşılaştırıldığında pek çok avantajı mevcuttur (Cho ve

ark. 2004). Diş sert dokuları ile adeziv sistem arasındaki bağlanmanın ölçülmesinde kullanılan mikro-gerilim bağlanma testinde;

- stres daha dengeli dağıldığından örneklerde çoğunlukla adeziv, daha az oranda koheziv kopma meydana gelmekte (Sano ve ark. 1994b ),
- çürükten etkilenmiş dentin dokusu gibi çok küçük alanlarda değerlendirme yapılabilmekte (Nakajima ve ark.1995),
- aynı dişten elde edilen çok sayıdaki farklı dentin yüzeyinde bölgesel farklılıkların bağlanmadaki etkinliği araştırılabilmekte (Shona ve ark.1997; Shona ve ark. 1999; Pereria ve ark.1999),
- daha geniş yüzeylerin kullanıldığı ve daha çok hasarın oluşabildiği geleneksel makaslama bağlanma dayanım testlerine karşın (Phrukkanon ve ark. 1998), küçük bir yüzeyin kullanılması ile daha fazla bağlanma dirençlerinin oluşturulabilmesine imkân sağlanabilmekte (Pashley ve ark. 1999),
- bir dişten seri kesimler yapılarak oluşturulan çubuklardan örnek oluşturulabilmesi nedeniyle ölçüm yapılabilmesi için fazla sayıda yeni çekilmiş insan dişine ihtiyaç duyulmamakta (Pashley ve ark. 1999),
- in vivo ortamı taklit eden laboratuvar yaşlandırma teknikleri uygulanabilmekte (Sadek ve ark. 2005),
- bir dişten fazla sayıda örnek alınarak ulaşılabilecek verilerin arttırılmasıyla daha güvenilir istatistiksel sonuçların elde edilmesi gerçekleştirilebilmektedir (Armstrong ve ark. 2010).

Bu çalışmada adeziv bağlayıcıların sağlam ve çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan mikro-gerilim test cihazı kullanılarak diş-restoratif materyal arasındaki bağlanma, mikro-gerilim bağlanma dayanım test yöntemi ile araştırılmıştır.

Genellikle klasik makaslama ve gerilme testlerinde örnek sayısı her deney için 8 ile 12 diş arasında olup bu sayı mikro-gerilim bağlanma dayanımı çalışmalarında her bir grup için 2 ile 4 diş arasında bulunmaktadır (Yoshiyama ve ark. 1995; Paul ve ark. 1999; Shono ve ark. 1999; Nakajima ve ark. 2000; Hashimoto ve ark. 2002). Her dişten

çok sayıda çubuk şeklinde örnek elde edildiğinde numune sayısının artabileceği, ancak her bir çubuğun deney birimi olarak yorumlanmasında dikkatli olunması gerektiği, zira bunların bağımsız tek bir örnek olarak değerlendirilemeyeceği unutulmamalıdır. İstatistiksel hesaplamanın tatminkâr olması ve yeterli veri elde edilebilmesi için mikro gerilim testi uygulanacak her grupta en az 4 diş bulunmalıdır (Reis ve ark. 2003). Çalışmamızdaki örneklem sayısını belirlemek amacıyla G\* Power (v3.1.9) programı kullanılarak istatistiksel güç analizi yapılmış ve çalışmanın gücü  $1 - \beta = II$ . tip hata olasılığı olarak belirlenmiştir. Buna bağlı olarak gruplarda en az 7'şer diş, kayıplar göz önüne alındığında 10'ar diş olması gerektiği hesaplanmış, böylelikle çalışmamızın mikro-gerilim bağlanma dayanımı testi uygulama kısmında her bir grup için 10 diş kullanılmıştır.

Bazı araştırmacılar tarafından *in vitro* çalışmalar planlanırken insan dişlerinin elde edilmesindeki zorluklar nedeni ile sığır dişleri tercih edilmiştir (Burrow ve ark. 1996; Soares ve ark. 2013). İnsan ve sığır dişleri arasında yüzeysel dentine bağlanmada anlamlı farklılıklar görülmediği, ancak dentinin derinliğine bağlı olarak saptanan bağlanma değerlerinin azaldığı bildirilmiştir (Nakamichi ve ark. 1983). Hayvanın yaşı, yetiştirildiği ortam gibi standardizasyonu kolaylaştıran faktörlerin yanısıra sığır dişlerinin kolay ulaşılabilirliği gibi avantajları da söz konusudur (Camargo ve ark. 2008). Sığır kesici dişlerinde detin kanallarının daha geniş olduğu ve azı dişlerinin de insan dişleri ile karşılaştırıldığında intertübuler dentin alanlarının daha poröz yapıda olduğu gösterilmiştir (Lopes 2003). SEM ile yapılan bir çalışmada, daha geniş dentin kanalları ve daha kalın peritübüler dentin dokusuna sahip olduğu belirlenen sığır dişlerinin makaslama kuvvetlerine karşı daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Dutra-Correa ve ark. 2007). Yapılan diğer bir araştırmada sığır dişleriyle kıyaslandığında yüksek oranda dentin kanalı yüzeyi içeren insan dişlerine adeziv reçinenin çok daha iyi nüfuz ettiği ifade edilmiş, yüksek orandaki dentin kanallarıyla, uygulanan asitin çok daha iyi penetre olduğu ve dentin kompozisyonunda sığır dişlerine göre daha fazla çözülmeye yol açtığı belirtilmiştir (Wegehaupt 2008). İnsan dişi ve sığır dişi dentin yapısının FT-Raman spektroskopi yöntemi kullanarak karşılaştırıldığı bir çalışmada, inorganik ve organik dentin dokusu yapısında anlamlı düzeyde farklılıklar bulunmuştur (Soares ve ark. 2013). İki aşamalı self-etch ve üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemlerin kısa ve uzun dönemde makaslama kuvvetlerine

olan bağlanma dayanım değerlerinin insan dişi ve sığır dişi kullanarak değerlendirildiği bir araştırmada; insan dentininden elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleriyle sığır dentininden elde edilen değerler arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir (Rüttermann ve ark. 2013). Bir başka çalışmada ise sığır dişi örneklerindeki adeziv tabaka ve reçine uzantılarının insan dişi örneklerine kıyasla daha kısa olduğu ve bunun morfolojik farklılıklardan kaynaklandığı ifade edilmiştir (Soares ve ark. 2013). Sığır dişi ile insan dişi arasındaki bu yapısal farklılıklar ve bağlanma dayanım çalışmalarının büyük çoğunluğunun insan dişlerinde gerçekleştirilmesi nedeni ile çalışmamızda insan dişleri kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımı deneyleri ve elde edilecek verilerin güvenilir olması için ISO standartlarına göre (Technical Specification ISO/TS 11405: 2003(E), Second ed.; 2003-02-01) bağlanma direnci ölçümlerinin dişlerin çekimden hemen sonra yapılması gerekir. Çekimi yapılan dişlerin gün ve haftalara bağlı olarak yapılarında değişiklikler meydana gelmekte ve bekleme süresinin fazla olması dentin proteinlerindeki dejeneratif yıkımları artırarak bağlanma dayanım değerlerini etkileyebilmektedir (Perdigo 2010). Bekleme süresi 6 aydan fazla olan dişlerdeki dentin protein yıkımı göz önünde bulundurulduğunda, dentin örneklerinin elde edileceği dişlerin 1 ya da en fazla 6 ay içinde kullanılması gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Mitchem ve Gronas (1986); çekimden sonra 30 dk. ve 2 yıl bekletilen dişlerde bağlanma dayanımı değerlerinin etkilenmediğini, 3 ay bekletme süresini araştıran Aquilino ve Williams (1987) yine bu değerlerin anlamlı farklılık yaratmadığını ve Pashley ve ark. (1988) çekimi takiben 30 dk. 1 gün, 1 hafta ve 1 aylık bekletme sürelerinin adeziv sistemlerin bağlanma dayanım değerlerini etkilemediğini ifade etmişlerse de çalışmamızda dişler; çekimi takiben en fazla 6 ay içerisinde deneylerde kullanılmıştır.

Çalışmalarda kullanılacak dişlerin, çekildikten sonra tüm çalışma süreci boyunca dehidratasyonlarının engellenmesi ve bu nedenle de saklama solüsyonunda korunması gereklidir (Tosun ve ark. 2005). Çekilmiş dişlerin saklanması için tavsiye edilen solüsyonlar; musluk suyu, distile su, formalin, timol, etanol, kloramin ve serum fizyolojiktir (Retief 1991). Retief ve ark. (1991) çalışmalarında çekimden sonra 2 gün ile 6 ay timol ve etanolde bekletilen dişlerin dentine bağlanma dayanımları açısından önemli bir fark oluşturmadıklarını ancak serum fizyolojik, kloramin ve formalinde saklanan dişlere oranla düşük bağlanma değerleri gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Bekletme solüsyonları ile ilgili yapılan bir diğer çalışmada; %0,9'luk NaCl'de, %0,05'lik timolde ve distile suda bekletilen dişlerin bağlanma dayanımları incelendiğinde, aralarında anlamlı fark bulunmadığı belirtilmiştir (Aquilino 1987). Çekilmiş dişlerin 37°C'de 60 gün distile suda, %0,9'luk NaOCl 'de, %0,5'lik Chloramin-T'de, %5,25'lik NaOCl'de, %2'lik glutraldehitte, %10'luk formalinde bekletildiği bir başka çalışmada ise %5,25'lik NaOCl solüsyonunda bekletmenin bağlanmayı olumsuz etkilediği tespit edilmiştir (Lee ve ark. 2007). Stanislawczuk ve ark. (2009) tarafından yapılan araştırmada dişlerin distile su içerisinde bekletilmesinin tercih edilmesi gerektiği belirtilirken, Perdigao (2010) dişin yapısını değiştirecek veya diş tarafında absorbe edilecek kimyasal solüsyonların bekletme ortamına eklenmemesini önermiştir. In vitro koşullarda yapılan DIAGNOdent ölçümleri söz konusu olduğunda çürük lezyonun floresans değerinin dehidratasyona bağlı olarak azaldığı bilinmektedir. Yine aynı şekilde farklı solüsyonlar kullanarak dişlerin saklanması DIAGNOdent ölçüm değerlerini etkilediği de gösterilmiştir (Francescut ve ark. 2006). Saklama solüsyonlarının ve solüsyonlarda bekletmenin; dişlerde organik madde kayıplarına neden olarak in vitro çalışmalardan elde edilen DIAGNOdent ölçüm değerlerinin klinik çalışmalardan elde edilen değerlere kıyasla düşük tespitine neden olduğu bildirilmiştir (Francescut ve ark. 2006). Çalışmamızda bu nedenlerle dişler, ISO standartlarının dental materyallerin diş yapısına adezyon testiyle ilgili raporunda yer alan önerileri doğrultusunda (ISO ISO TR 11450, 1991) 1 hafta boyunca +4°C'de %0,5'lik Chloramin-T solüsyonu içerisinde bekletilip distile suya alınmış ve 37°C'deki etüvde saklanan örneklerin içerisinde bekletildikleri distile su da tüm çalışma süreci boyunca periyodik olarak yenilenmiştir.

Laboratuvar şartları ve hazırlıklarının yanında bağlayıcı sistemlerin dentine olan bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerden biri de dentin dokusunun kendi kompleks histolojik yapısı ve kimyasal içeriğidir. Standardizasyonun sağlanabilmesi ve karşılaştırmaların sağlıklı yapılabilmesi amacıyla in vitro çalışmaların çoğu çürüksüz ve restorasyonsuz dişlerde gerçekleştirilmekle birlikte (Barkmeier ve ark. 1999; Rolla ve ark. 2006; Esteves-Oliveira ve ark. 2007) adeziv reçine sistemleri klinikte çoğunlukla çürükten etkilenmiş dentine, sklerotik dentine ve/vreya kök dentinine uygulanmaktadır. Kollajen fibriller arası boşlukların kalsiyum karbonat apatit kristalleri ile dolu olduğu sklerotik yapıdaki çürükten etkilenmiş dentin dokusunun farklı yapısı bağlanma

dayanım sonuçlarının sağlıklı dentinde saptanan bağlanma dayanım değerlerinden farklı olmasına neden olmaktadır (Pashley ve Carvalho 1997). İn vitro çalışmalarda genellikle zımpara uygulanarak dentin yüzeyinde homojen bir smear tabakası oluşturulmaya çalışılsa da bu oluşturan tabakanın yapısı gerçekte klinik şartlar ve laboratuvar koşulları karşılaştırıldığında farklılıklar göstermektedir (Sengun ve ark. 2005; Ünlü ve ark. 2010). Sağlam dentine göre asitlere karşı daha dirençli olan ve adeziv reçinenin dentin kanallarına daha az penetre olabildiği (Nakajima ve ark. 1995) çürükten etkilenmiş dentindeki smear tabakası, organik faz açısından oldukça zengin olup, yapılan elektron mikroskop çalışmasında kalınlığının normal dentindeki smear tabakasına göre yaklaşık iki kat daha fazla olduğu belirtilmiştir (Nakajima ve ark. 1999). Fizyolojik veya patolojik olarak kısmen ya da tamamen dentin kanallarının mineral tuzları ile tıkalı olduğu hipermineralize sklerotik bir yapıya sahip olan çürükten etkilenmiş dentin tabakasının SEM analizlerinde daha az reçine uzantılarının olduğu ve daha kalın bir hibrit tabaka meydana geldiği saptanmıştır (Nakajima ve ark. 1995). Buna karşılık araştırmacılar, daha az geçirgen olan peri-tübüler dentin varlığını da belirterek normal dentine göre daha poröz, yumuşak ve yer yer demineralize intertübüler dentine sahip olan çürükten etkilenmiş dentinin asitlemeye daha duyarlı olduğunu bunun da normal dentine göre daha derin bir demineralize tabakaya sebebiyet verdiğini ifade etmişlerdir (Pashley ve Carvalho 1997).

Bağlanma dayanımı çalışmalarında; çürükten etkilenmiş dentinde ve sağlam dentin dokusunda saptanan bağlanma dayanımı değerleri arasında farklı sonuçlar elde edilebileceği araştırmacılar tarafından gösterilmiş olduğundan (Perdigao ve ark. 1994; Nakajima ve ark. 1999) çalışmamızda sağlam ve çürüklü her iki dentin dokusuyla çalışılması düşünülmüş ve bu nedenle hem sağlıklı hem de çürüklü alt-üst çene büyük azı dişleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Klinikte çürüğün uzaklaştırılması sırasında çürükten etkilenen dentin dokusunun bırakılıp bırakılmadığı konusu her zaman tartışmaya açık olmuştur (Dammachke ve ark. 2002; Banerjee ve ark. 2000a; Banerjee ve ark. 2000b). Çürükten etkilenmiş dentini ortaya çıkarmak için kullanılan çürük boyalarının, demineralize poröz dentine nüfuz ederek geri dönüşümsüz şekilde organik matriks ile kollajen fibrilleri de boyayabildiği ve bunun da mine dentin birleşim alanlarında ve pulpaya yakın bölgelerde sağlam dentin dokusunun da boyanmasına sebep olabildiği gösterilmiştir (Fusayama 1988;



Banerjee ve ark. (2003). Yokota ve ark. (2006) dört farklı self-etch ile bir etch&rinse adezivin bağlanma dayanımını çürük tespit boyaları ile birlikte kullanarak araştırdıkları çalışmalarında; çürük tespit boyalarının dentin yüzeyinden iyi uzaklaştırılmamaları halinde etch&rinse ve self-etch adeziv uygulanmış olan deney gruplarının mikro-gerilim bağlanma değerlerini boyanın kullanılmadığı kontrol gruplarına göre anlamlı ölçüde azalttığını bildirmişlerdir. Singh ve ark. (2011) çürük tespit boyası olan Caries Detector'ün çürükten etkilenmiş dentine ve sağlam dentine uygulanan bir etch&rinse adezivin bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında; çürük tespit boyasının her iki dentin dokusunda da bağlanma değerlerini anlamlı olarak azalttığını saptamışlardır. Hosoya ve ark. (2007) yaptıkları bir çalışmada çürük boyalarının mine-dentin birleşimindeki ve pulpaya yakın bölgelerdeki sağlam dentin dokusunun da boyanmasına sebep olabileceğini, bu nedenle sağlam veya remineralize dentinin de çürük temizleme işlemi sırasında uzaklaştırılabileceğini ifade etmişlerdir. Günümüzde, 665 nm dalga boyundaki kırmızı diot lazer floresans ışınının özel olarak tasarlanmış bir uç yardımı ile diş yüzeylerine uygulandığı ve floresans sinyallerinin filtre edilerek cihazın dedektörü tarafından toplandığı bir sistem olan DİAGNOdent cihazı çürükten etkilenmiş dentinin belirlenmesi için tavsiye edilmektedir (Yonemoto ve ark. 2006). Toplanan sinyaller 0-99 aralığında değişen değerlerde cihazın gösterge panelinde izlenirken, bu sayısal değerdeki yükselmenin çürük olasılığındaki artışa işaret ettiği belirtilmiştir (Featherstone 2000; Hibst ve ark. 2001; Toraman ve Bala 2003; Lussi ve Angmar-Mansson 2008). Çalışmamızda çürükten etkilenmiş dentinin tespitinde yukarıda literatür bilgileri ışığı altında sunulan bilgiler nedeniyle çürük boyası yerine daha güvenilir olduğu belirtilen DİAGNOdent cihazı kullanılmış ve çürükten etkilenmiş dentin örneklerinin elde edilmesi için üretici firmanın belirlediği skala değerlerine göre 26-35 skorların ulaşıldığı dişler çalışmaya dahil edilmiştir (Kavo DIAGNOdent 2095 Clinical Guidelines, 2003).

İn vitro olarak yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarında, ölçüm yapılacak yüzeylerdeki smear tabakasının standardizasyonunu sağlamak üzere 320-1200 grit arasındaki silikon karbit zımparaların kullanımı veya yüksek devirli el aletleri ile elmas abrazivlerin kullanımı gibi çeşitli yüzey hazırlık yöntemleri önerilmektedir. Ancak smear tabakasının oluşturulma şekli; smear tabakasının karakteristik özelliklerini ve dentin dokusu yüzey topografisini etkilemekte ve bu yüzey hazırlıklarına bağlı olarak

adeziv reçine sistemlerin bağlanma dayanımı sonuçları da değişebilmektedir (Pashley ve ark. 1991; Pashley ve ark.1995; Furukawa ve ark. 2002; Gamborgi ve ark. 2007). 60 ve 600 grit silisyum karbit zımpara ile aşındırılan dentin yüzeylerine uygulanan etch&rinse adezivin bağlanma dayanımlarının karşılaştırıldığı bir araştırmada 60 grit silisyum karbit zımpara ile hazırlanan örneklerde bağlanma dayanımının anlamlı derecede düştüğü bildirilirken (Mowery ve ark. 1987), bir başka çalışmada da bağlanma dayanımlarının dentin yüzey hazırlık yöntemleriyle anlamlı olarak değişmediği tespit edilmiştir (Finger 1988). Kenshima ve ark. (2005), dört adet self-etch ve bir adet etch & rinse adeziv kullandıkları çalışmalarında smear tabakasının kalınlığının bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olmadığını gösterirken, Sattabanasuk ve ark. (2006) özellikle self-etch adeziv sistemlerde dentine bağlanma dayanımının smear tabakasının kalınlığından daha çok yoğunluğundan etkilendiğini ifade etmişlerdir (2007). Dentine bağlanma dayanımının incelendiği çalışmaların pek çoğunda dentin yüzeyleri 600 grit silikon zımpara ile aşındırılmış dişler kullanılmıştır. (Prati ve ark. 1991; Armstrong ve ark. 2003; Nakornchai ve ark. 2005). Özellikle self-etch adeziv sistemlerde kalın bir smear tabakası oluşturulmasının farklı sonuçlar doğurabileceği ve daha uniform bir yüzeyin silikon karbit kağıtlar kullanarak yapılan aşındırma ile sağlanabileceği belirtildiğinden (Mine ve ark. 2014) çalışmamızda smear tabakasının standardize edebilmesi için dentin yüzeyleri önce 400 ve son olarak 600 grit zımpara kullanarak aşındırılmıştır.

Adeziv reçinenin asitle pürüzlendirilen dentine yeterince nüfuz edememesi hibrit tabakanın tabanında kollajen matriksin demineralizasyonuna sebep olur. Hibrit tabaka içerisinde devam eden reçine ayrışması kollajen lifleri korumasız bırakarak konak kaynaklı matriks metalloproteinazlarını atağa geçirir ve bu da açığa çıkmış kollajen fibrillerin degradasyonu ile sonuçlanır (Van Meerbeek ve ark. 2000; Osorio ve ark. 2002). Odontoblastlar tarafından sentezlenen matriks metalloproteinazlar, ekstrasellüler matriks bozulmasında rol oynayan proteinazlardır ve endopeptidazlar da pek çok fizyolojik ve patolojik süreçte rol oynayan bu geniş aileyi meydana getirmektedir (Tjaderhane ve ark. 1998; Hebling ve ark. 2005; Bourd-Boittin ve ark. 2005). İnsan dentininin kollajenaz (MMP-8), jelatinaz (MMP-2 ve -9) ve enamelizin (MMP-20) içerdiği bilinmekle beraber (Breschive ark. 2010; Mazzoni ve ark. 2007; Sulkala ve ark.

2007), MMP'lerin olgun dentindeki rolü hala tam olarak açık değildir (Breschi ve ark. 2010).

Dentin çürüğün in vitro olarak oluşturulduğu çalışmalarda ortama dışarıdan kollejenaz eklenmesinin gerekli olduğu gösterilmiş, tükürükteki artan asit miktarıyla birlikte MMP'lerin aktivasyonunun da artarak demineralize dentin yapısının bozulmasına neden olduğu belirtilmiştir (Katz ve ark. 1987). Dentin dokusunda yer alan matriks metalloproteinazlar ve sistein katepsinlerin adeziv ara yüzeyinde açığa çıkmış kollajen fibrillerin yıkımından sorumlu olduğu pekçok çalışmada gösterilmiştir (Zhang ve Kern 2009; Hashimoto ve ark. 2011; Liu ve ark. 2011; Scaffa ve ark. 2012; Perdigao ve ark. 2013; Reis ve ark. 2013). Reçine-dentin ara yüzeyinin dayanıklılığını ve devamlılığını sağlayabilmek için kollajenlerin degradasyonuna neden olan MMP enzim aktivitesi önlenmeli ve inhibe edilmelidir (Botta 2012; Tjäderhane ve ark. 2013). Bu amaçla; tek şişe adeziv primerinden sonra hidrofobik adezivlerin kullanımı (Ito ve ark. 2005; King ve ark. 2005), adezivlerin birkaç tabaka halinde uygulanması (Pashley ve ark. 2002; Hashimoto ve ark. 2004), polimerizasyon süresinin uzatılması (Cadenaro ve ark. 2005), solvent buharlaşmasının arttırılması (Van Landuyt ve ark. 2005) ve elektrik akımının kullanılması (Pasquantonio ve ark. 2007) gibi yöntemler denenmiştir. Klinik açıdan yaklaşıldığında ise konak kaynaklı MMP'lerin inhibitörler aracılığı ile baskılanarak kollajen yıkımının önlemeye çalışılması daha etkilidir. EDTA, polivinil fosfonik asit, galardin ve klorheksidin gibi bazı spesifik MMP inhibitörlerinin hibrit tabakadaki bozulmayı sınırlandırıp dentinin kollajenolitik ve jelatinolitik aktivitelerini baskılayabildiği gösterilmiş ve bu doğrultuda adeziv sistemlerden önce kullanımı önerilmiştir (Martin-De Las Heras ve ark. 2000; Hebling ve ark. 2005; Carrilho ve ark. 2007; Tezvergil-Mutluay ve ark. 2010). Ancak birçok MMP inhibitörünün sınırlı sayıda in vitro çalışmasının olması, uzun döneme ilişkin dentin dokusuna olan in vitro bağlanma dayanım değerlerine etkilerinin bildirilmemiş olması, biyouyumluluk çalışmalarına ihtiyaç duyulması, klinik çalışmalarının yapılmamış olması ve pahalı olmaları gibi nedenler sıklıkla etkileri hakkında daha fazla bilgiye sahip olunan klorheksidin çalışmalarında yer almasına neden olmuştur (Collares ve ark. 2013; Perdigao ve ark. 2013; Reis ve ark. 2013; Montagner ve ark. 2014). Düşük konsantrasyonda bile potansiyel bir MMP inhibitörü olan klorheksidin, dentinden salınan kalsiyum iyonları tarafından inhibe edilebilirken yüksek orandaki klorheksidin

reçine dentin bağlanma dayanımını etkilemektedir (Zhou ve ark. 2009). %2'lik klorheksidin uygulamasının hibrit tabakanın bütünlüğünü koruduğu, bağlanma dayanım değerlerinde zamana rağmen olumlu sonuçlar gösterdiği yapılan in vivo (Brackett ve ark. 2007; Carrilho ve ark. 2007a) ve in vitro çalışmalarda (Carrilho ve ark. 2007b; Breschi ve ark. 2009b; Campos ve ark. 2009b; Loguercio ve ark. 2009; Stanislawczuk ve ark. 2009; Lafuente 2012; Sabatini 2013; Verma ve ark. 2013) gösterilmiş, yapılan derlemelerde (Collares ve ark. 2013; Montagner ve ark. 2014) bildirilmiştir. Hebling ve ark.'nın (2005) yapmış oldukları çalışmada, %2'lik klorheksidin, asit işlemi sonrası ve adeziv uygulaması öncesi bir dakika boyunca uygulanmasının ideal olduğunu belirtilmiştir. Tüm bu bilgilere dayanarak çalışmamızda adezivin uygulanması öncesi reçine-arayüz degradasyonunun önlenmesinde MMP inhibitörü olarak %2'lik klorheksidin üretici firma direktifleri doğrultusunda 20sn. süreyle uygulanmıştır.

Adeziv reçine–dentin ara yüzeyindeki bağlanmanın niteliği ve sürekliliği temel olarak, kullanılan adeziv sistemin yapısına ve demineralize dentin dokusuna tam anlamıyla penetrasyonuna bağlıdır. Geleneksel çok aşamalı adeziv sistemler olan üç aşamalı etch&rinse sistemlerde ayrı bir aşama olarak solvent içermeyen hidrofobik reçine uygulamasının yer alması degradasyona karşı daha dirençli bir ara yüzey tabakasının oluşmasına neden olmakta ve adezivin yarı geçirgen bir membran gibi davranmasını engellemektedir. Mason ve ark. (1996), etch & rinse adezivler arasında gold standart olan Optibond FL'nin makas kuvvetlerine karşı oluşturdukları direnç değerlerini in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmışlar, her iki koşulda da benzer değerler sağlandığını göstermişlerdir. De Munck ve ark. (2003) üç aşamalı adeziv sistem olan Optibond FL'in dört yıl suda bekletme sonucunda en yüksek mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiğini ve dört yılın sonunda değerlerde anlamlı değişikliğe rastlanmadığını belirtmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı altın standart olarak kabul edilen üç aşamalı, etanol/su bazlı bir adeziv olan OptibondFL (Kerr, USA) çalışmaya dahil edilmiştir.

Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda, tek aşamalı self-etch adezivlerin performanslarının çok da iyi olmadığı (Toledano ve ark. 2003; Tay. ve ark. 2003; Inoue ve ark. 2005), klinik uygulama basamaklarının azaltılmasının her ne kadar uygulama kolaylığı getirirse de dentine olan bağlanmayı negatif etkileyebileceği bildirilmiştir (De Munck ve ark. 2005). Tek bir şişede hem asidik, hidrofilik ve hem de hidrofobik

içeriklerin bulunmasının adeziv fonksiyonlarını olumsuz etkileyebileceği ifade edilmiş (Inoue ve ark. 2001) ve bunların suda bozulmaya daha duyarlı oldukları gösterilmiştir (Carvalho ve ark. 2003). Yapılan klinik çalışmalarda (Dalton ve ark. 2005; Kubo ve ark. 2006) polialkenoik asit kopolimeri VCP içeren adezivlerin oldukça iyi performans gösterdiği, bunun da kopolimer tarafından oluşturulan kimyasal bağlanmadan kaynaklandığı belirtilmiştir (Dalton ve ark. 2005; Kubo ve ark. 2006). Polialkenoik asit olarak bilinen bu kopolimer ilk defa Vitrebond'un içinde yer almış ve bu nedenle "VCP Vitrebond kopolimer" olarak da adlandırılmıştır. Polialkenoik asit kopolimerindeki karboksilik grubun %50'den fazlasının kimyasal olarak hidroksiapatitteki kalsiyumlara bağlanabildiği (Lin ve ark. 1992) ve self-etch adezivlerinde bağlanma mekanizmasında bu polikarboksilik kopolimerin önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (Lin ve ark. 1992; Yoshida ve ark. 2000).

Son yıllarda geliştirilen, kullanıcının tercihine ve vakanın şartlarına bağlı olarak etch&rinse ya da self etch modlarında uygulanabilen universal adezivlerde sıklıkla tercih edilmektedirler. 10-MDP içeren universal adezivlerin daha yüksek mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği ve 6 ay suda bekletme sonrasında da bağlanma dayanımı değerlerinin değişmeyip sabit kaldığını bildirilmiştir (Munoz ve ark. 2015). Birçok universal adeziv sistemin yapısında kimyasal bağlanmayı gerçekleştirmek için bir adet monomer yer alırken, Single Bond Universal adezivde hem MDP hem de polialkenoik asit kopolimeri birlikte bulunmaktadır (Perdigao ve ark. 2013). Bu nedenlerden ötürü çalışmamızda 2,7'lik pH değerine sahip universal bir adeziv olan Single Bond Universal (3M ESPE, Germany) self-etch modunda kullanılmıştır (Chen ve ark. 2015).

İn vitro çalışmalarda istenmeyen olası etkilerin azaltılması için değişken faktörlerin sayısının mümkün olduğunca sınırlandırılması gerekir. Tek bir tip kompozit materyalinin kullanımı da bunun için izlenecek yollardan birisidir (Pashley ve ark. 1999; Salza ve Bock 2010). Kompozitlerin doldurucu partiküllerinin içerikleri ve oranları materyalin bağlanma dayanımı değerlerini, polimerizasyon büzülmesini, su emilimini ve okluzal stresler altında aşınma direncini etkileyebilmektedir. Yapılan çalışmalarda; kompozit restorasyonu takiben gelişebilecek sorunların en aza indirilmesi için materyalin kaviteye tabakalama tekniğiyle yerleştirilmesi önerilmekte ise de yöntemin tabakalar arasında porozite kalmasına (Coli ve Brannstrom 1993; Abbas ve

ark. 2003; Sarrett 2005; Campos ve ark. 2014) tabakalar arasında bağlanma başarısızlıklarına, preperasyonlar sonucunda materyalin yerleştirilmesini zorlaştıracağına ve her tabakayı yerleştirip polimerize etmenin fazla zaman gerektirebileceğine dikkat çekilmektedir (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005). Son yıllarda kaviteye 4-5 mm.'lik tek bir kütle halinde yerleştirilebilen bulk-fill kompozit reçinelerin yaygın kullanımı gündeme gelmiş (Ilie ve Hickel 2011; Furness ve ark. 2014) ve materyalin kavite içerisinde 4-5 mm.'ye kadar polimerize olabildiği, polimerizasyon büzülmesinin azaltılabildiği ve kaviteye tek bir kütle halinde uygulanıp polimerizasyonunun daha hızlı olabildiği öne sürülmüştür (Lazarchik ve ark. 2007, Ilie ve Hickel 2011). Bazı çalışmalarda, kompozit restorasyonların yapılmasında tabaka sayısının azaltılarak bulk tekniğinin kullanılmasının tabakalama tekniğiyle kıyaslandığında aynı derecede başarılı olabileceği de belirtilmiştir (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005; Campodonico ve ark. 2011). Restorasyon yapılırken bulk-fill kompozitlerin kullanılması tabakalar arasında kontaminasyon riskini ve porozite kalması ihtimalini de ortadan kaldırarak daha kompakt restorasyonlar elde edilmesini sağlarken (Park ve ark. 2008) materyalin oksijen inhibisyonunu da azaltarak daha iyi polimerizasyon sağlanabileceği ifade edilmiştir (Par ve ark. 2014).

Bulk-fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranları genel olarak konvansiyonel reçinelere oranla daha düşük iken, doldurucularının boyutları da daha büyüktür. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasına neden olarak polimerizasyon derinliğini artırıp ışığın saçılmasını azaltıp daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır (Bucuta ve ark. 2014). Böylece bu yeni reçinelerin konvansiyonel hibrit kompozitlerle ve akışkan kompozitlerle kıyaslandığında daha az polimerizasyon büzülmesi göstererek kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi oluşturdukları belirtilmiştir. (Ilie ve Hickel 2011). Çalışmamızda tabakalama tekniğinden kaynaklanabilecek olumsuzlukları azaltabilmek ve değerleri etkileyebilecek değişken faktörleri en aza indirebilmek amacıyla kompozit reçine olarak Sonic-fill Bulk -fill (Kerr Corporation, CA, ABD) materyali üretici firma talimatları doğrultusunda kullanılmıştır.

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı testi çapraz kesit alanı yaklaşık 1mm<sup>2</sup> olan kum saati, çubuk veya halter şeklinde değişik formlarda hazırlanan örneklerde

uygulanır. Örneklere kum saati şekli vermek için yapılan aşındırma işlemleri oldukça yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2010). Kum saati örneklerde aşındırma işlemleri yapılırken ekstra bir stres uygulandığı için ara yüzeyde mikro-çatlaklar ve defektler oluşurken düşük streslerde dahi başarısızlık görülebilmekte, kesit alanları geniş yapıldığında da bağlanma dayanım değerleri azalmakta (Goracci ve ark. 2004; Betamar ve ark. 2007; Ghassemieh 2008; Salz ve Bock 2010) ve bu sebeplerden dolayı bu örneklerde standardizasyonu sağlamak oldukça zor olmaktadır (Betamar ve ark. 2007). Kum saati şeklindeki örneklerin kesit alanı yuvarlakken çubuk şeklindeki örneklerin kesit alanı kare formundadır. Ferreira ve ark. (2011), sonlu elemanlar analiz yöntemiyle yaptıkları çalışmalarında kesit alanı yuvarlak olan kum saati örneklerin ve kesit alanı kare formunda olan çubuk şeklindeki örneklerin ara yüzeylerindeki stres dağılımını incelemişler ve kum saati örneklerde ara yüzeyde çok yüksek değerlerde stres dağılımı belirlemişlerdir. Bu doğrultuda çalışmamızda %2'lik klorheksidin uygulamasını takiben ya da klorheksidin uygulaması olmaksızın farklı adeziv bağlayıcılarla birlikte yapılan bulk-fill restorasyonların uygulandığı dişlerden kesit alanı yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> olan çubuk şeklinde örnekler hazırlanmıştır.

Bağlanma dayanım testlerinde aygıtların çapraz kafa hızının ISO standartlarına göre (ISO Technical Report 11405) 0,45 mm/dk.-1,05 mm/dk. arasında veya en fazla 5 N/dk. sabit artış hızında olması gerekir. İ.Ü. Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Biyomekanik Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan mikro-gerilim test aygıtında (Bisco Inc. Schaumburg, IL, USA) ISO tarafından belirtilen standartlara ve literatürlere uygun olan çapraz kafa hızı kullanılmıştır (Reis ve ark. 2008a, b; Loguercio ve ark. 2009; Zander-Grande ve ark. 2011; Reis ve ark. 2013; Munoz ve ark. 2014;).

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı testi için oluşturulan çubukların mikro-gerilim test aygıtının uzun aksına paralel olarak yerleştirilmesi önemlidir. Örnekler paralel olarak yerleştirilmediğinde gerilim kuvvetleri dışında farklı kuvvetlerin meydana gelip homojen olmayan stres dağılımlarına neden olabileceği ve koheziv tipteki başarısızlıkların daha fazla görülebileceği belirtilmiştir (Poitevin ve ark. 2008; Salz ve Bock 2010; Scherrer ve ark. 2010). Çalışmamızda bu konu dikkate alınarak koheziv başarısızlıkları önlemek amacıyla örnekler kuvvete paralel olarak yerleştirilmiştir.

İSO standartlarına göre adeziv reçine ile diş dokusu arasındaki bağlanma yüzeyindeki yıkımı ağız ortamına uygun taklit etmek amacıyla elde edilen örnekler kısa veya uzun süre suda bekletilmelidir (Technical specification ISO/TS 11405). Bağlanma dayanıklılığının süreye bağlı etkisini incelemek için, bağlayıcıların uygulandıktan hemen sonra bağlanma dirençlerini ölçmek gerekmektedir. Bu ölçülen başlangıç değerleri uzun dönem verileri ile karşılaştırılmaktadır (De Munck ve ark. 2005). Yapılan çalışmaların çoğunluğunda adeziv materyaller uygulandıktan hemen sonra bağlanma dayanımları ölçülmüş ve bu değerler başlangıç bağlanma değeri olarak ifade edilmiştir (Reis ve ark. 2004; Reis ve ark. 2007; Reis ve ark. 2010a).

Bağlanma sürekliliğini değerlendiren çalışmalarda; örneklerin yaşlandırılması için suda veya yapay tükürükte bekletme, termosiklus (ısı döngüsü), oklüzal yükleme, NaOCI solüsyonunda bekletme, pH siklus ve enzimle yaşlandırma gibi çok çeşitli yaşlandırma metodları kullanılmakta (Mitsui ve ark. 2006) olup, bunlar arasında genellikle suda bekletme ve termal siklus uygulaması tercih edilmektedir. Termal siklus uygulaması ile ilgili çalışmalar incelendiğinde; bu yöntemin bağlanma dayanımını anlamlı olarak etkilediğini bildiren araştırmacıların yanısıra (Amaral ve ark. 2007; Saboia ve ark. 2009; Deng ve ark. 2014,) bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir fark yaratmadığını vurgulayan araştırmacıların da olduğu belirlenmiştir (Leloup ve ark. 1998; Xie ve ark. 2010; Vanajasan ve ark. 2011). Bağlayıcı sistem uygulanmış ve dentine bağlanma oluşturulmuş örneklerin yaşlandırılmasında en yaygın yöntem, örneklerin belirli bir süre 37°C'lik suda bekletilmesidir (De Munck ve ark. 2010). Plastikleşme olarak adlandırılan süreçte su polimer matrikse girerek polimer bağları arasında sürtünme kuvvetini azaltıp polimer matriksin mekanik özelliklerini zayıflatır (Ferracane ve ark. 1998; Santerre ve ark. 2001). Eğer dentin yüzeyindeki su yeterince uzaklaştırılmazsa hibrit tabaka içindeki dentin bağlayıcı sistemin polimerizasyon derecesini azaltacak şekilde olumsuz sonuçlar doğurur. Reaksiyona girmemiş monomerler suya geçerek hibrit tabakadan uzaklaşırken plastikleşme süreciyle birlikte bağlanma dirençleri azalır (Hashimoto ve ark. 2002; De Munck ve ark. 2005). Basit ve güvenilir bir in vitro yaşlandırma yöntemi olan suda bekleterek yaşlandırma in vivo çalışmalarla benzer sonuçlar (Hashimoto ve ark. 2000; De Munck ve ark. 2005; De Munck ve ark. 2012) vermiş olduğu için bağlanma dayanımı değerlendirmelerinde genellikle tercih sebebi olmuştur (Skovron ve ark. 2010; Feitosa ve ark. 2012).



Çalışmamızda kullanılan adezivlerin uzun dönem bağlanma dayanım değerleri örneklerin suda bekletilerek yapılan yaşlandırılmalarını takiben ölçülmüştür.

Zamanın etkisinin gösterilmesi açısından dentine olan bağlanma dayanım çalışmalarında suda bekletilerek yaşlandırılan örneklerin 3, 6 ve 12 ay ile daha uzun süreli bağlanma dayanım değerleri incelenmiştir. Etch & rinse adeziv sistemlerle yapılan bir araştırmada dentine olan bağlanma dayanım değerlerinde 2 ay suda bekletme sonunda anlamlı fark bulunmazken, 6 ay suda bekletme sonrasında değerlerde anlamlı düzeyde azalma saptandığı belirtilmiştir (Saboia ve ark. 2009). 4 ay suda bekletilip sonrasında dentine olan bağlanma dayanım değerleri incelenen etch&rinse ve self-etch adeziv sistemlerde de bağlanma dayanımlarında anlamlı düzeyde düşüş gözlenmiştir (Hu ve ark. 2015). 6 ay suda bekletilerek yaşlandırılan örneklerde bağlanma dayanımının incelendiği çalışmalarda adeziv reçinenin mekanik özelliklerinde, elastisite modülünde azalma (Dos Santos ve ark. 2011), su emilimi ve çözünürlüğünde artma (Itoh ve ark. 2010; Shinoda ve ark. 2011), nano-sızıntıda artma (Saboia ve ark.2009; Deng ve ark. 2014), reçine ve kollajen fibrillerde degradasyon ve buna bağlı olarak dentine olan bağlanma dayanım değerlerinde düşüş saptanmıştır (Reis ve ark. 2008a, Reis ve ark. 2008b; Van Landuyt ve ark. 2010; Zander-Grande ve ark. 2011; Feitosa ve ark. 2012; Lenzi ve ark. 2012b). 6 ay suda bekletmenin farklılıkların gelişmesine neden olduğu belirten literatürlerle uyumlu olarak çalışmamızda yaşlandırma metodu olarak 6 ay suda bekletme prosedürü uygulanmıştır.

Yaşlandırma sonucu oluşturulan degradasyon, difüzyon oranıyla doğrudan ilişkili olup; meydana gelen degradasyonda difüzyon süresi kadar difüzyon yolunun uzunluğu da önemli olup, dentin bağlayıcı içeren küçük dentin çubuklarını yaşlandırmak difüzyon yolunun uzunluğunu kısaltmanın başlıca yoludur. Hazırlanan örneklerde mine kenarlarının bırakılması difüzyon yolunu uzatmakla kalmayıp su-difüzyon yolunu kapatarak suyun periferden iç tarafa difüzyonunu zorlaştırır. Bununla beraber mine kenarları kaldırılıp dentin çubukları elde edilmeden dişlerin bir bütün halde suda bekletilmesi de yine difüzyon yolunu uzatır (Gamborgi ve ark. 2007). Deney prosedürlerinin uygulandığı dişlerden kesiti yaklaşık 1 mm<sup>2</sup> olan dentin çubuklarının hazırlanmasıyla örneklerin çapı küçültülmüş olur ki, bu da sudaki yıkımı en üst seviyelere ulaştırılır. Bu şekilde uygulanan bekletme işlemi hızlandırılmış yaşlandırma şekli olarak da ön görülmektedir (De Munck ve ark. 2005). Çalışmamızda difüzyon

yolunu kısaltabilmek için dişlerin bütün halde bekletilmeleri yerine deney prosedürleri tamamlanmış dişlerden oluşturulan dentin çubukları şeklinde suda bekletilerek yaşlandırılmaları tercih edilmiştir.

Mikro-gerilim bağlanma dayanımı test aygıtına yerleştirilen dentin çubuklarında test sonucunda oluşan kopma yüzeylerinin stereomikroskop altında incelendiğinde elde edilen bulgularının dentinde koheziv, kompozitte koheziv ve adeziv/miks olarak adlandırılabilceği ifade edilmiştir (Reis ve ark. 2005; Lodovici ve ark. 2009). Çalışmamızda kırılma analizleri stereomikroskop altında gerçekleştirilmiş ve başarısızlık tipleri dentinde koheziv, kompozit reçinede koheziv ve adeziv/miks olarak belirlenmiştir.

Bütün bağlanma testlerinde olduğu gibi test öncesinde ve test sırasında başarısızlık gösteren örneklerin ve kopmaların istatistiksel analizlerde ne şekilde değerlendirileceği tartışmalı bir konu olup (Pashley ve ark. 1999; Armstrong ve ark. 2010) yapılan çalışmalarda test esnasında ya da öncesinde kopan örneklerin istatistiksel analizden çıkartılabileceği, bütün test öncesi kopmaların değerinin 0 MPa olarak kabul edilip bu şekilde istatistiksel analize dâhil edilebileceği yada test edilen bağlayıcı grubuna ait ölçülen en düşük mikro-gerilim bağlanma değerinin aynı grupta test öncesi kopan her bir örneğin değeri olarak kabul edilip bu şekilde istatistiksel analize dâhil edilebileceği bildirilmiştir (Eckert GJ ve ark. 2007; Poitevin ve ark.2008; Van Meerbeek B. ve ark. 2010). Bu yaklaşımların değerlendirmeler sırasında neden olduğu dezavantajları ortadan kaldırmak için çoğu mikro-gerilim çalışmasının istatistiksel analizinde mikro-gerilim test cihazına girmeden kopan örneklerin değerlendirilme dışı bırakılması tercih edilmektedirler (Reis ve ark. 2003). Bu nedenle çalışmamızda test cihazına girmeden kopan örnekler değerlendirmeye alınmayıp istatistiksel analizlere dâhil edilmemiştir.

Klorheksidin kullanımının bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki etkisi tartışmaya açık bir konudur. Korheksidini takiben etch & rinse adezivin kullanımı sonrasında kısa dönemde bağlanmada olumsuz bir etkiye rastlanmadığını bildiren pek çok çalışma bulunmaktadır (Castro ve ark. 2003; Dalkılıç ve ark. 2012; Lenzi ve ark. 2012a) ise de olumsuz etkilerinin tespit edildiği çalışmalara da literatürde oldukça sık rastlanılmaktadır.

Gürkan ve ark.'nın (1999) etch & rinse adezivle yaptıkları çalışmalarında, kavite dezenfektanı olarak kullanılan %2'lik klorheksidinin asitleme işlemi öncesi veya sonrasında uygulanmasına bakılmaksızın adezivin makaslama kuvvetlerine karşı dentine olan bağlantısında azalma meydana geldiği, Soares ve ark.'nın (2008) yaptıkları bir çalışmada da yine %2'lik klorheksidinin, birlikte uygulandığı etch & rinse adezivin bağlanma değerlerinin anlamlı olarak düşmesine neden olduğu ifade edilmiştir.

2009 yılında Breschi ve ark.'nın iki ayrı etch & rinse adezivin ve 2014 yılında da Simoes ve ark.'nın (2014) üç basamaklı etch & rinse adeziv sistemin klorheksidinli ve klorheksidinsiz olarak sağlam dentin üzerine uygulanmasının bağlanma değerlerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında ilk 24 saatte %2'lik klorheksidin uygulanan deney gruplarında kontrol grubuna kıyasla anlamlı düşüş olduğu bildirilmiştir.

Özsoy ve ark.'nın (2015) yaptıkları çalışmada klorheksidin varlığında ve yokluğunda uygulanan Optibond FL'nin 24 saat sonrasında sağlıklı dentine bağlanma değerlerinin klorheksidin varlığından olumsuz etkilenerek anlamlı olarak düştüğü belirtilmiştir.

Günaydın ve ark.'nın (2016) dört farklı etch & rinse adezivi klorheksidin varlığında ve yokluğunda sağlıklı dentin üzerine bağlanma dayanımı değerleri açısından araştırdıkları çalışmalarında; klorheksidin uygulanmış deney gruplarında bağlanma dayanım değerlerinin klorheksidin uygulanmamış grupların bağlanma dayanım değerlerinden daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Yapar ve ark.'nın (2017) klorheksidin varlığında ve yokluğunda etch & rinse adezivin sağlıklı dentin yüzeylerine kısa dönemde olan mikro-gerilim bağlanma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında; klorheksidin uygulanmış etch & rinse grupların bağlanma dayanım değerleri çalışmamızla benzer olarak klorheksidin uygulanmayan gruplara göre daha düşük bulunmuştur.

Tüm bu çalışmaların bulguları çalışmamızda sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidini takiben Optibond FL uygulanmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (**SOKV 24 saat: 36.71±2.04 MPa**), klorheksidin olmaksızın uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan bulk-fill restorasyonların bağlanma dayanım değerlerinden (**SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa**) düşük olarak saptandığı bulgumuzu destekler niteliktedir.

Çalışmamızda klorheksidin, dentin yüzeylerinin fosforik asitle muamelesini takiben uygulanmıştır. Sodhi ve ark.'nın (1992) X-ray fotoelektron spektroskopisi kullanarak asit uygulanmış hidroksiapatit yüzeylerinde klorheksidinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında; yüzeyde kalan klorheksidin artıklarının daha sonra uygulanacak primerin bağlanmasına olumsuz etkide bulunabileceği ifade edilmiştir.

Perdigao ve ark. (1994) yapmış oldukları SEM analizlerinde; asitleme yapıldıktan sonra uygulanan klorheksidinin, dentin yüzeyinde debris birikimine neden olduğunu ve bazı kanal ağzlarının tıkanması sonucunda da reçine uzantılarının oluşamadığını göstermişlerdir ki çalışmamızda ki fosforik asitle muameleyi takiben klorheksidin ve Optibond FL uygulanmış sağlıklı dentin örneklerinde 24 saat sonrasında saptanan düşük bağlanma değerlerinin bundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan pekçok çalışmada, etch & rinse adeziv sistemlerde fosforik asit ile demineralize edilen dentin yüzeyine klorheksidin uygulanmasının MMP enzimlerini inhibe ettiği, kollajen fibrillerin degradasyonunu önlediği, hibrit tabakasının bütünlüğünü ve sürekliliğini koruduğu, adeziv restorasyonların klinik başarısını arttırdığı bildirilmiştir (Hebling ve ark. 2005; Brackett ve ark. 2007; Carrilho ve ark. 2007a; Brackett ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2009; Loguercio ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2010a; Ricci ve ark. 2010; Stanislawczuk ve ark. 2011a; Mazzoni ve ark. 2011).

Fisher ve ark. (1975) ile Say ve ark. (2004) tarafından katyonik yapıdaki klorheksidinin güçlü pozitif iyonik yüklü olması nedeniyle mineralize diş dokularında fosfat grupları ile rahatça bağlanabilmesinin diş yüzeylerine gösterdiği yüksek afinitede rol oynadığı ve dentinin asitlenmesinin klorheksidinin yüzeye afinitesini arttırılabileceği bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda bu bağlanma mekanizmasının; klorheksidinin dentin dokusundaki doygunluğuyla da ilişkili olduğu gösterilmiş ve doygunluğuna bağlı olarak da zaman içerisinde kollajen fibrillerden salınabildiği çalışmalarda gösterilmiştir (Schafer ve Bossmann 2005; Carrilho ve ark. 2010).

Pashley ve ark.'nın (2004) kısmen demineralize dentin kollajenlerini gerek yapay tükürükte gerekse proteolitik enzim inhibitörü olarak kullandıkları klorheksidin ilaveli yapay tükürükte beklettikleri çalışmalarında; 250 gün içerisinde asit ile demineralize edilmiş kollajen matriksin neredeyse tamamen tahrip olduğu, ancak klorheksidin ile inkübe edildiğinde kollajen ağının kalınlığında ve durumunda çok az

değişiklik meydana geldiği bildirilmiştir. Enzimlerin rolü hakkında fikir veren bu öncü çalışma; insan dentinindeki kollajen hasarının sadece bakterilerden üretilen kollajenezlere bağlı olmadığını aynı zamanda; zamanla serbest kalan ve aktive olan kollajenaz aktivitesine bağlı olarak da meydana gelebildiğini göstermektedir (Pashley ve ark. 2004).

Mazzoni ve ark.'nın (2007) insan sağlam dentininde MMP-2 ve MMP-9 formlarının zimografik analizlerini yaptıkları çalışmalarında mineralize dentin matriksinin kesitlerinde jelatinolitik MMP tespit edilmiş ve asidik uygulamalar ile daha fazla MMP aktivitesi olduğu ifade edilmiştir (Mazzoni A. ve ark. 2007).

Klorheksidin varlığında ve yokluğunda uygulanan etch & rinse bir adeziv sistem kullanılarak oluşturulmuş deney örneklerinin yapay tükürükte bekletilip 6 ay sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırıldığı ve başarısızlık tiplerinin SEM altında incelendiği bir başka çalışmada ise uzun dönemde fosforik asit uygulamasını takiben %2'lik klorheksidin uygulanan gruplarda uygulanmayanlara göre bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı düzeyde artış gözlenmiştir. Araştırmacılar, klorheksidin kullanımının uzun dönemde hibrit tabaka sürekliliğinin sağlanmasında ve bağlanma dayanıklılığının korunmasında olumlu yönde etkisi olduğunu belirtmişlerdir (Carrilho ve ark. 2007b).

De Munck ve ark.'nın (2009) yapmış olduğu bir çalışmada, Optibond FL'nin primerine non-spesifik bir MMP inhibitörü olarak klorheksidin ve MMP-2/9-spesifik inhibitörü olarak da SB-3CT ilave edilmiş ve jelatin zimografi yöntemiyle uzun dönemde MMP-2 ve MMP-9 salınımı incelenmiştir. Klorheksidin ile modifiye edilen adeziv örneklerinin mikro- gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin modifiye edilmemiş adeziv örneklerinden daha yüksek bulunduğu, etch & rinse adeziv sistem uygulaması sonrası MMP-2'lerde artış gözlendiği ve bunun da pH değeri 0,42-0,02 ile yüksek asit özelliğine sahip fosforik asitten kaynaklandığı, klorheksidin kullanımının enzimatik aktiviteyi inhibe ederek uzun dönemde MMP'lerin bağlanmada neden oldukları degradasyonun azaltılmasında etkili bir rol oynayabileceği belirtilmiştir.

Campos ve ark. (2009b) %2'lik klorheksidinli ve klorheksidinsiz olarak pulpa içi basınç altında çürüksüz yirmi yaş dişlerine uyguladıkları iki aşamalı etch & rinse adezivin kısa ve uzun dönemdeki bağlanma dayanımlarını araştırdıkları çalışmalarında;

6 ay sonrasında %2'lik klorheksidinli iki aşamalı etch & rinse adeziv sistemin bağlanma dayanım değerlerinin klorheksidinsiz iki aşamalı etch & rinse adeziv sistemin bağlanma dayanım değerlerinden anlamlı olarak yüksek olduğunu ve klorheksidin uygulamasının uzun dönemde bağlanma değerlerindeki azalmayı önlediğini ifade etmişlerdir. Yapılan bu çalışmada, 6 aylık değerlerin başlangıç değerlerine göre anlamlı olarak azalmış olduğu ve çalışmamızla paralel olarak klorheksidin uygulamasının bağlanma değerlerindeki kaybı kısmen azaltabildiği belirtilmiştir.

Breschi ve ark. (2010) iki farklı etch & rinse adeziv ile birlikte kullanılan %0.2'lik ve %2'lik klorheksidin uzun dönemde bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında; bir yılın sonunda klorheksidin uygulanan gruplarda kontrol gruplarına göre anlamlı bir yükselme olduğunu ve klorheksidin konsantrasyonlarındaki farklılığın bu sonuçta anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir.

Optibond FL'in kullanıldığı diğer bir çalışmada da üretici firma talimatları uygulanarak oluşturulan kontrol grupları ile %2'lik klorheksidin, %0.05'lik yeşil çay ekstresi, 1 mM'luk FeSO<sub>4</sub> ve 0.2 mM'luk galardin MMP inhibitörü olarak adeziv sistemle birlikte uygulanmış, deney grupları 9 aylık yaşlandırma süresi sonunda mikro-gerilim bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmış ve klorheksidin uygulanan deney gruplarının bağlanma dayanım değerlerinde kontrol gruplarına kıyasla anlamlı bir artış belirlenmiştir. Çalışmamızla benzer doğrultuda; yaşlandırılmış klorheksidinsiz Optibond FL adeziv uygulanan kontrol gruplarının 24 saatlik bağlanma dayanım değerlerinin aynı şartlardaki Optibond FL kontrol gruplarının bağlanma dayanım değerlerine göre anlamlı olarak düşük olduğu buna karşın dokuz ay sonrasında klorheksidini takiben uygulanan Optibond FL grubu bağlanma dayanım değerlerinin aynı sürede klorheksidinsiz kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanım değerlerinin artmış olduğu saptanmıştır (Zheng ve ark. 2015).

Günaydın ve ark.'nın (2016), klorheksidinli ve klorheksidinsiz uyguladıkları etch & rinse adezivlerin kısa ve uzun dönem mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerini inceledikleri çalışmalarında; 6 ay sonrasında değerlendirilen etch & rinse sistemin kontrol gruplarının bağlanma dayanım değerlerinin 24 saatlik kontrol gruplarına göre anlamlı olarak düştüğü belirtilmiş buna karşın klorheksidin uygulamasıyla yaşlandırılmış örneklerdeki değerlerin sonuçlarımıza benzer olarak aynı

sürede değerlendirilen kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu vurgulanmıştır.

Fonseca ve ark.'nın (2017) klorheksidin ile birlikte tek aşamalı bir etch & rinse sistemi kullandıkları çalışmalarında, üretici firma talimatları ile hazırlanmış kontrol grubuna kıyasla 6 ay sonunda mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinde başlangıç değerlerine göre düşüş kaydedilirken, 6ay sonrasında fosforik asidi takiben klorheksidin uygulanan deney gruplarında kontrol grubuna kıyasla mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir artış olduğu belirlenmiştir.

Üç aşamalı etch & rinse sistem olan Optibond FL ile iki aşamalı bir self-etch kullanılan kontrol grupları ile hem self-etch hem de etch & rinse stratejilerinde uygulanan universal adezivlerin deney gruplarının mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin 24 saat ve 1 yıl bekletme süreleri sonunda karşılaştırıldığı bir çalışmada; 24 saat sonundaki Optibond FL bağlanma dayanımı değerlerinin diğer bütün self-etch stratejisiyle uygulanan deney gruplarından yüksek bulunarak bizim çalışmamızda da olduğu gibi yaşlandırma sonrası bu değer anlamlı olarak düştüğü bildirilmiştir (Vermelho ve ark. 2017).

**Çalışmamızda gerek klorheksidinli (SOKV 6 ay: 33.20±1.58 MPa) gerekse klorheksidinsiz (SOKY 6 ay: 30.68±0.80 MPa) Optibond FL uygulanmış sağlıklı dentin örneklerinde hem 6 ay sonunda saptanan hemde 6 ay ile 24 saat sonunda saptanan (SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa) (SOKV 24 saat: 36.71±2.04 MPa) bulgular arasındaki ilişki yapılan çalışmaların bulgularıyla paralellik içindedir.**

Reçine dentin ara yüzeyindeki zamanla oluşan yıkımın esas nedeni olan hidroliz; etch & rinse sistemlerde asitleme işlemiyle açığa çıkmış kollojen ağna reçinenin tam olarak infiltre olamayıp hibrit tabakasındaki interfibriller boşluklardan reçinenin su almasıyla gerçekleşir ve reçine dentin bağlanma direncinin düşmesine neden olur (Hashimoto ve ark. 2010b). Dentin bağlayıcıların uzun dönemde yıkımına neden olan en önemli etkenin bağlayıcının suyla teması olması nedeniyle; bağlayıcıların dayanıklılıkları ile ilgili çalışmalar reçine-dentin ara yüzeyinin direkt mikro örnekler şeklinde suya maruz bırakılması ile yapılır (Torkabadi ve ark. 2008, Van Meerbeek ve ark. 2003).

Yapılan çalışmalarda, dentin-adeziv sistem arasındaki bağlanma dayanım değerlerinin 100 günde ya da 6 ayda azalmaya başladığı fakat sıfırlanmadığı ancak bazı adezivlerde bağlanma dayanımlarının uzun dönem suda bekletme sürelerinde bile sabit kalabildiğini bildirilmiştir (Hashimoto ve ark. 2010a; Borrow ve ark. 2005).

Yapılan pek çok araştırmada; hibrit tabakada ve dentin dokusu kollajen fibrillerinde oluşan degradasyona bağlı olarak reçine-dentin ara yüzeyinin bozulduğu ve bu nedenle bağlanma dayanım değerlerinin zamanla azalma gösterdiği bildirilmiştir (Sano ve ark. 1999, Hashimoto ve ark. 2000a, b, 2002; De Munck ve ark. 2003; Hashimoto ve ark. 2003, 2004; Breschi ve ark. 2008; Reis ve ark. 2008a, b; Hashimoto ve ark. 2010b; Liu ve ark. 2011; Pashley ve ark. 2011; Feitosa ve ark. 2012).

Azalan bağlanma dayanımlarında etkili önemli bir faktör de adeziv sistemin MMP'leri aktive edebilme kapasitesidir ki, etch & rinse sistemlerdeki yüksek asiditenin daha fazla MMP enzim aktivasyonuna neden olduğu ve bununda zamanla degradasyonda artışa yol açtığı belirtilmiştir (De Munck ve ark. 2009; Osorio ve ark. 2013).

**Çalışmamızda 6 ayın sonunda hem klorheksidinli (SOKV 6 ay: 33.20±1.58 MPa) hem de klorheksidinsiz (SOKY 6 ay: 30.68±0.80 MPa), uygulanan etch & rinse adeziv sistem olan Optibond FL gruplarında başlangıç değerlerine (SOKV 24 saat: 36.71±2.04 MPa; SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa) göre bağlanma dayanım değerlerinde saptanan düşüşün; reçine-dentin ara yüzeyindeki zamanla oluşan hidroliz nedeniyle olduğunu; klorheksidinsiz grupta saptanan daha yüksek düşüşün uygulanan fosforik asitteki yüksek asidik pH sonucu uyarılan konak kaynaklı MMP'ler nedeniyle olduğunu; klorheksidini takiben Optibond FL uygulanan sağlıklı dentin örneklerinde klorheksidinsiz uygulanan Optibond FL örneklerinden 6 ay sonunda daha yüksek saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin ise (Hebling J ve ark.2005; Carrilho MRO ve ark. 2007; Breschi L ve ark.2007; Loguercio AD ve ark. 2009; Osorio R ve ark. 2011; Lafuente D.2012) dentin matriksinde antimikrobiyal kalıcılığı olan bir proteaz inhibitörü olarak klorheksidinin fosforik asit sonrasında uygulandığında mineralize dokunun fosfat gruplarıyla bağlanarak yüzeye afinitesinin artmasından ve ayrıca kollajen fibrillerden sonradan salınabilme özelliğinden ötürü (Schafer ve**



**Bossmann 2005) açığa çıkmış MMP'leri inhibe ederek enzimatik yıkımı baskılayabilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.**

Perdigao ve ark. 1994 yılında yaptıkları bir çalışmada, klorheksidin içeren bir kavite dezenfektanının dentin yüzey morfolojisine ve self etch adezivin makaslama kuvvetlerine olan kısa dönemdeki etkisini incelemişler ve kavite dezenfektanının adezivin makaslama kuvvetlerine karşı olan bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Campos ve ark. (2009b), Soon-Ham ve ark. (2010), Chaharom ve ark. (2013), Melo ve ark. (2013) ile Yapar ve ark. (2017) yaptıkları çalışmalarda; self etch bir adeziv kullandıkları sağlam dentin yüzeylerinde klorheksidin uygulamasının 24 saatlik bağlanma dayanımı değerleri açısından çalışmamızla benzer olarak anlamlı bir değişim oluşturmadığını ortaya koymuşlardır.

Çalışmamızda 24 saat sonunda sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin yokluğunda (SUKY 24 saat: 35.04±2.48 MPa) ve varlığında (SUKV 24 saat: 33.9±1.63 MPa) self-etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarda saptanan mikro-gerilim bağlama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı saptanmamış olup bulgumuz tüm bu çalışmalarla paralellik göstermiştir.

Self-etch adeziv sistemlerde klorheksidin uygulamasının MMP'lerin inhibisyonu ve degradasyonu üzerindeki etkisi oldukça tartışmalı bir konudur. Jelatinolitik aktivite ve pH arasında önemli ve doğrudan bir ilişki olduğu gösterilmiş ve orta ve/veya hafif asiditeye sahip self-etch adeziv sistemlerin dentinde daha az jelatinolitik/kollajenolitik aktivite ürettikleri saptanmış (Nishitani ve ark 2006; Mazzoni ve ark. 2013a) hatta bazı araştırmacılar self etch adezivin sınırlı demineralizasyon kapasitesine bağlı olarak MMP aktivitesinin hiç olmadığını ileri sürmüşler (De Munck ve ark. 2009; 2010).

% 0.5'lik, %1'lik ve %2'lik ve %5'lik konsantrasyonlarda ki klorheksidinin varlığında ve yokluğunda sağlıklı dentin yüzeylerine uygulanan self-etch adezivlerin kısa ve uzun dönem mikro-gerilim bağlanma değerlerini karşılaştıran çalışmalarda klorheksidin uygulamasının 24 saatlik bağlanma dayanımı değerleri açısından anlamlı bir değişim oluşturmadığı; uzun dönemde ise ancak %5'lik konsantrasyonunun anlamlı derecede bağlanma dayanım değerlerini arttırdığı diğer konsantrasyonlardaki

klorheksidin adevizin bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı farklılık yaratmadığı bildirilmiştir ( Mobarak 2011; Nishitani ve ark. 2013).

Klorheksidin uygulamasını takiben bir self etch adeziv kullanıldığında adezivin yapısındaki 10-MDP moleküllerinin fosfat iyonlarının klorheksidin artık katyonlarıyla bir bağ oluşturabileceği ve bunun da 10-MDP'nin dentindeki kalsiyuma olan bağlanma kabiliyetini bozarak adezivin dokuya bağlanma kuvvetlerinde azalmaya neden olabileceği ifade edilmiştir (Hiraishi N ve ark.2010).

Klorheksidinli ve klorheksidinsiz self-etch adeziv uygulaması yapılmış ve 125 gün suda bekletilmiş örneklerde hibrit tabakanın niteliğinin ve dentin kanallarındaki reçine uzantılarının varlığının scanning elektron mikroskopuyla araştırıldığı bir çalışmada yaşlandırma sonunda bütün örneklerde hibrit tabaka kalınlığındaki azalmayla beraber klorheksidin kullanılan deney gruplarında daha uniform bir hibrit tabaka varlığı saptandığı bildirilmiş ve klorheksidin reçine uzantılarına bir etkisi olmadığı ancak zamanla suyla temas halinde ki hibrit tabakada meydana gelecek degradasyonun azaltılması için etkili bir yöntem olacağı sonucuna varılmıştır ( Lafuente.2012).

Shafiei ve ark. (2013) ile Sabatini'nin (2013) yapmış oldukları çalışmalarda da çalışmamızla benzer şekilde klorheksidin varlığında ve yokluğunda sağlıklı dentin yüzeylerine uygulanan self etch adezivlerin 6 ay sonraki bağlanma dayanım değerlerinin düştüğü, self-etch adeziv sistemde klorheksidin uygulaması yapılmış deney grubu ile klorheksidin uygulanmamış kontrol grubu bağlanma değerleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmediği bildirilmiştir.

**Çalışmamızda self etch modunda uyguladığımız Single Bond Universal 2.7'lik pH değeri ile hafif asidik bir self-etch yapısındadır. Adezivin sahip olduğu pH değeri nedeniyle klorheksidin yüzeye afinitesini arttırmaya yetecek kuvvette olamamasının ve yine bu nedenle MMP aktivitesini oluşturumamasının, aynı zamanda da yapısı içerisindeki 10-MDP asidik monomerin dentindeki kalsiyuma olan bağlanma kabiliyetinin klorheksidin tarafından bozulmasının ve çalışmamızda kullanılan klorheksidin %2'lik konsantrasyon da olmasının, klorheksidinli ve klorheksidinsiz self etch modunda sağlıklı dentin yüzeylerinde uygulanan Universal Single Bond örneklerinin gerek 24 saat (SUKV 24 saat: 33.99±1.63 MPa ; SUKY 24 saat: 35.04±2.48 MPa) gerekse 6 ay sonrasındaki**

**(SUKV 6ay: 32.33±2.53 MPa; SUKY6ay: 32.30±2.22 MPa) mikro-gerilim bağlanma değerleri arasında anlamlı farklılık oluşmamasının en önemli nedenleri olduğunu düşünmekteyiz.**

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemler, diş dokusunda demineralizasyon ve penetrasyon işleminin eş zamanlı olmasını sağlayan, yüksek konsantrasyonda asidik monomerler ile onların iyonize forma dönüşmesi için gerekli olan yüksek miktardaki su içeriğine sahiptirler (Tay ve ark. 2001; Van Landuyt ve ark. 2005; Furukawa ve ark. 2008; Peumans ve ark. 2010; Van Meerbeck ve ark. 2011). Adeziv sistemi daha hidrofilik yapan bu durum oluşan hibrit tabakanın yarı geçirgen bir membran gibi davranmasına neden olarak adeziv-reçine bağlantı yüzeyinde suyun hareketine ve bunu takiben de hidrolitik degradasyonun gelişmesine olanak sağlar (Malacarne ve ark. 2006; Yiu ve ark. 2006; Hashimoto ve ark. 2007; Torkabadi ve ark. 2009). Polimerizasyondan sonra da hidrofilik reçine ve monomerlerin yer değiştirmesiyle (Malacarne ve ark. 2006; Itoh ve ark. 2010) demineralizasyon etkisi devam eder (Wang ve Spencer 2005). Tek şişe sistemlerin içine sıklıkla ko-monomer olarak katılan HEMA, faz ayrımını önler, dentini ıslatıcı ajan olarak davranır ve açığa çıkan kollojenlerin içine reçinenin difüzyonuna imkân verir. HEMA'nın en önemli dezavantajlarından biri, ara yüzde hidrojenler halinde su tutması ve bundan dolayı yapıda bulunduğu adeziv sistemlerde daha fazla su emiliminin oluşmasına neden olmasıdır (Van Landuyt ve ark. 2009; Hosaka ve ark. 2010; Itoh ve ark. 2010; Shinoda ve ark. 2011; Takahashi ve ark. 2011).

Zamana bağlı olarak bağlanma dayanım değerlerinde görülen azalma araştırmacılar tarafından tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin önemli bir sorunu olarak değerlendirilmiştir (Hashimoto ve ark. 2007; Torkabadi ve ark. 2009; Van Landuyt ve ark. 2010; Chiaraputt ve ark. 2011; Zander-Grande ve ark. 2011; De Munck ve ark. 2012; Feitosa ve ark. 2012; El-Deeb ve ark. 2013; Taschner ve ark. 2014). pH'ları 2,3-5 arasında olan self etch adezivlerin jelatinazları aktive edebildiği gösterilmiş olup (Tjaderhane 1998), self-etch ile muamele edilmiş dentin tozlarında jelatinolitik aktivitenin arttığı tespit edilmiştir (Nishitani ve ark. 2006).

Sai ve ark.'nın (2016) self etch modunda kullanılan universal adezivlerin ve iki aşamalı self-etch adezivin 24 saat, 3, 6 ve 12 aylık bekletme süreleri sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanımını ölçtükleri çalışmalarında; self etch modunda kullanılan

Scotchbond Universal adezivin 24 saat sonrasında saptanan bağlanma dayanım değeri yüksek iken, 12 ay sonunda elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin 6 aydan itibaren anlamlı olarak düştüğü bildirilmiştir.

Hem etch & rinse hem de self-etch stratejilerinde uygulanan universal adezivlerin üç aşamalı etch & rinse ve self-etch adezivle 24 saat ve 1 yıllık mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleri açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada; self-etch stratejisiyle uygulanan Scotchbond Universal'in 24 saat sonundaki bağlanma dayanımı değerinin 1 yıl yaşlandırma sonrası anlamlı olarak düştüğü belirtilmiştir (Vermelho ve ark. 2017).

Bir adet self etch modunda uygulanan universal adeziv ile üç aşamalı etch&rinse ve iki aşamalı self-etch adezivin üretici firma direktifleri doğrultusunda uygulandığı dişlerin 1 hafta ile 6 ay sonunda çekilmesi sonrasında mikro-gerilim bağlanma dayanımının araştırıldığı in vivo bir çalışmada; 6 aylık süreç sonunda universal adezivde elde edilen bağlanma değerinin 1 hafta sonundaki değerlerine göre anlamlı derecede düşük bulunduğu ifade edilmiştir (Favarao ve ark. 2017).

2017 yılında Bravo ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada klorheksidinli ve klorheksidinsiz self etch modunda uygulanan universal adezivin 72 saat ve 6 ay sonrasında mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerine etkisi araştırılmış, klorheksidin uygulanmış deney gruplarından elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin 6 ay yaşlandırma sonrasında düşmesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığı; klorheksidinsiz grupta ise 6 ay yaşlandırma sonrası saptanan mikro-gerilim değerlerinin 72 saat sonrasında saptanan değerlerden anlamlı olarak düşük olduğu bildirilmiştir ki araştırcıların bu bulguları çalışmamız bulgularını destekler niteliktedir.

**Çalışmamızda klorheksidin uygulaması olmaksızın self etch modunda uygulanan ve Ph'ı 2.7 olan Universal Single Bond adezivi takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarda 6 ay sonunda saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SUKY 6ay: 32.30±2.22 MPa) başlangıç değerlerine (SUKY 24 saat: 35.04±2.48MPa) kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalmasının, hidrolitik yıkımla beraber artan jelatinolitik aktiviteye bağlı olarak uzun dönemde gelişen enzimatik yıkımın bir sonucu olduğunu ve klorheksidin uyguladığımız**

**gruplardaki 6ay sonrasında başlangıç değerine (SUKV 6ay: 32.33±2.53 MPa; SUKV 24 saat: 33.9±1.63 MPa) yakın değerlerde saptanan bağlanma dayanım değerlerinin ise klorheksidin dentin dokusundaki doygunluğuna bağlı olarak enzimatik yıkımı kısmen önleyebilmesinden ileri geldiğini düşünmekteyiz.**

Ruyter (1992) dentinin asitlenmesinin dokunun ıslanabilirliğini, dolayısıyla primerin dentine olan infiltrasyonunu arttırabileceğini bildirmiştir. Etch & rinse adeziv sistemlerde adeziv uygulamasından önce, asitle pürüzlendirilen demineralize dentin yüzeyine klorheksidin dezenfeksiyon amacı ile kullanımı; antimikrobiyal etkisinin yanı sıra, MMP enzimlerini inhibe ederek kollajen fibrillerin degradasyonunun önlemesine, hibrit tabakasının bütünlüğünün ve devamlılığının korumasına, adeziv restorasyonların klinik başarısının artmasına imkan yaratmaktadır (Hebling ve ark. 2005; Brackett ve ark. 2007; Carrilho ve ark. 2007a; Brackett ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2009; Loguercio ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2010a; Ricci ve ark. 2010; Stanislawczuk ve ark. 2011a; Mazzoni ve ark. 2011).

2016 yılında Kuşdemir ve ark. tarafından 24 saatlik sürede yapılan bir çalışmada da Single Bond Universal adezivin etch & rinse stratejisinde klorheksidin ile birlikte uygulandığı bağlanma dayanımı değerlerinin self etch modunda oluşturulmuş kontrol gruplarına göre daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir.

Meiers ve Kresin (1996) self etch adeziv bağlantı yüzeyinden SEM ile aldıkları görüntülerde dentin yüzeyine uygulanan klorheksidin geçirgenliği daha az ancak stabilitesi daha yüksek bir smear tabakasına neden olduğunu, bu stabil tabakanın dentin yüzeyine uygulanan self etch adezivin asidik monomerine de direnç gösterebildiğini ve bu nedenle adezivin penetrasyonunun daha zor olabileceğini ifade etmişlerdir.

Tulunoğlu ve ark. (1999) klorheksidin ile birlikte kullanılan tek aşamalı self etch adeziv örneklerinde nano-sızıntı alanları tespit ettiklerini, mikro-sızıntının arttığını ve bunun da adezivin dentini örtme kabiliyetini olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir.

Say ve ark. (2004), klorheksidin uygulamasını takiben self-etch adeziv uygulandığında, adezivin 10-MDP moleküllerinin fosfat iyonları ile klorheksidin artık katyonlarının bir bağ oluşturabileceğini bildirmişlerdir. Ancak Hiraishi ve ark. (2010) 10-MDP ile klorheksidin arasındaki bu bağlanmanın, fonksiyonel asidik monomer olan

10-MDP'nin dentindeki kalsiyuma olan bağlanma kabiliyetini bozarak bağlanma kuvvetlerinde azalmaya neden olabileceğini ifade etmişlerdir.

**Çalışmamızda 24 saatlik sürede klorheksidin uygulamasını takiben etch & rinse bir adeziv olan Optibond FL uygulanmış sağlıklı dentin örneklerinde (SOKV24 saat: 36.71±2.04 MPa), klorheksidini takiben self etch modunda uygulanan Single Bond Universalin uygulandığı sağlıklı dentin örneklerinden (SUKV 24 saat: 33.99±1.63 MPa) anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanım değerlerinin elde edilmesinin; klorheksidinin neden olduğu geçirgenliği az ancak stabilitesi fazla smear tabakasının uygulanan self-etch adezivin asidik monomerine gösterdiği direnç ve buna bağlı gelişebilecek adeziv penetrasyonundaki yetersizlikten, self-etch adezivin yapısındaki 10-MDP moleküllerinin fosfat iyonları ile klorheksidinin artık katyonlarının arasında oluşturdukları bağ nedeniyle 10-MDP'nin dentindeki kalsiyuma yetersiz bağlanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.**

Campos ve ark. (2009b), Sabatini (2013), Dutra-Correa ve ark. (2013,) ile Zheng ve ark. (2015) tarafından yapılan çalışmalarda sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığında uygulanan etch & rinse ve self-etch adezivlerin uzun dönem olarak bildirilen 6, 9 ve 18 ay sonrasındaki bağlanma dayanım değerlerinin çalışmamızla benzer şekilde birbirlerine çok yakın olduğu ve aralarında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir.

Tüm bu çalışmaların bulguları; klorheksidin varlığında uygulanan Optibond FL ile self etch modunda uygulanan Single Bond Universalin uygulandıkları sağlıklı dentin yüzeylerinde 6 ay sonunda saptanan bağlanma dayanım değerlerinin (SOKV 6ay: 33.20±1.58 MPa; SUKV 6ay: 32.33±2.53 MPa) birbirine çok yakın olduğu ve aralarında anlamlı fark bulunmadığı yönündeki bulgumuzu destekler niteliktedir.

**Çalışmamızda klorheksidin varlığında uygulanan her iki adeziv sisteminde de uzun dönemde birbirine yakın bağlanma dayanımı değerleri saptanmasının; self etch adezivlerdeki hafif asiditenin aksine, etch & rinse adezivlerdeki yüksek asiditeye bağlı olarak 6 aylık süreçte ortaya çıkan yüksek MMP-2 ve MMP-9 aktivitesinin adezivden önce kullanılan klorheksinin uzun salınımı ile kısmen önlenbilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.**

Bouillaguet ve ark. (2001b), Shirai ve ark. (2005), Mazur ve ark. (2009), Landuyt ve ark. (2009), Munoz ve ark. (2015), Zheng ve ark. (2015) ile Manfroi ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmalarda 24 saatlik bekletme süresi sonunda üç aşamalı etch&rinse sistemlerle self etch adeziv sistemlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve etch & rinse uygulanan örneklerde daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edildiği bildirmiştir. Frankerberger ve Franklin (2005), Landuyt ve ark. (2009) ile Wagner ve ark. (2014) tarafından yapılan; adeziv reçine-dentin bağlanma yüzeylerinin kullanılan SEM, TEM ve Lazer Scanning Elektron Mikroskopuyla araştırıldığı çalışmalarda; mine ve dentine bağlanma etkinliği açısından uygulamaları basitleştirilmiş self etch sistemlerin henüz konvansiyonel etch & rinse sistemlerin önüne geçemediği, etch & rinse sistemlerde adeziv tabaka kalınlığının yaklaşık 50 µm olduğu saptanırken; self etch uygulamasının daha kısa reçine uzantıları ve belirgin olarak gözlemlenen ince bir hibrit tabaka sergilediği, tek aşamalı self-etch sistemlerin TEM incelemelerinde ara yüzde gözlenen boşlukların etch & rinse sistemlerin uygulandığı yüzeylerde bulunmadığı ifade edilmiştir.

**Tüm bu çalışmaların sonuçları; çalışmamızda sağlıklı dentin yüzeylerine klorheksidin uygulaması olmaksızın üç aşamalı bir etch & rinse adeziv olan Optibond FL uygulamasını takiben yapılmış bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma değerlerinin (SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa) aynı şartlarda self etch modundaki Single Bond Universal uygulamasını takiben yapılmış bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinden (SUKY24: 35.04±2.48 MPa) istatistiksel olarak anlamlı ölçüde yüksek olarak tespit ettiğimiz bulgumuzu destekler niteliktedir.**

Adeziv sistemlerin dentin dokusuna optimal bağlanmasında smear tabakası önemli rol oynar. Hidroksiapatit ve denatüre kollajenden meydana gelen smear tıkaçlarını oluşturarak dentin kanallarının ağızlarının tıkanmasına, dentin dokusunun geçirgenliğinin azalmasına neden olan smear tabakası, fiziksel bir bariyer gibi davranarak dentine olan bağlanmayı zorlaştırır (Kenshima ve ark. 2005; Perdigao ve ark. 2012). Smear tabakasının fosforik asit kullanılarak uzaklaştırılması ile yüzeyel dentinin demineralizasyonu gerçekleştirilip adezivin penetrasyonu sağlanmakta, oluşan hibrit tabaka ile de bağlanma dayanım değerleri artmaktadır.

Self etch adezivlerin penetrasyon derinliği, adezivin asiditesine göre farklılık gösterir. Self etch prosedürü ile uygulandığında pH'ı 2.7 (Alex 2015) olan bir universal adeziv, hafif self-etch olarak sınıflandırılmakta (Chen ve ark. 2015) ve ortalama 0,5 µm kalınlığında, etch & rinse sistemlere göre daha ince olan bir hibrit tabaka oluşturabilmektedir. Bunun nedeni bu sistemlerde dentindeki demineralizasyon derinliğinin daha az olması ve dentin kanallarında smear tıkaçlarının bulunmasıdır. Kısmen meydana gelen bu demineralizasyonla birlikte hala kollajene bağlı artık hidroksiapatitlerin varlığı da reçine uzantısı oluşumunu azaltır (Van Meerbeek ve ark. 2003).

**Tüm bu nedenlerden dolayı çalışmamızda da pek çok çalışmada “altın standart” olarak kabul edilen ve uygulanma prosedüründe dokunun fosforik asitle dağlandığı uç aşamalı bir etch & rinse adeziv olan OptibondFL'nin uygulandığı sağlıklı dentin örneklerinde elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin (SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa) self etch modunda uygulanan Single Bond Universal adezivin uygulandığı örneklerde saptanan bağlanma dayanımı değerlerine (SUKY 24 Saat: 35.04±2.48 MPa) göre anlamlı düzeyde yüksek bulunduğunu düşünmekteyiz.**

Çalışmamızda; klorheksidin uygulanması olmaksızın Optibond FL adeziv uygulanmış sağlıklı dentin yüzeylerinde 6 ay sonunda saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SOKY 6 ay: 30.68±0.80 MPa) aynı Şartlarda ancak self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'in uygulandığı gruplarda elde edilen bağlanma dayanımı değerlerine (SUKY 6ay: 32.30±2.22 MPa) yakın ve değerler arasında istatistiksel fark bulunmadığı Şeklindeki bulgumuz Campos ve ark.'nın (2009b), Sabatini'nin (2013); Dutra- Correa ve ark.'nın. (2013), Wagner ve ark.'nın (2014), Günaydın ve ark.'nın (2016) yaptıkları çalışmaların bulgularıyla paralellik göstermektedir. Optibond FL grubunda bağlanma dayanımında zamanla oluşan düşüşün (SOKY 24 saat: 39.92±2.41 MPa; SOKY 6 ay: 30.68±0.80 MPa) etch & rinse sistemlerde MMP-2 ve MMP-9 aktivitesinin self-etch sistemlere göre daha yüksek oranlarda görüldüğünü bildiren Munc ve ark. (2009) ile Mazzoni ve ark.'nın (2013b) alışmalarıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Self-etch adezivler pH değerlerine bağlı olarak dentini demineralize ederler ve MDP içeren self etch adeziv reçineler dentin yüzeyine uygulandığında submikron



boyutlarında demineralizasyon gerçekleşir. Kısmen demineralize olmuş hidroksiapatitten salınan Ca iyonları hibrit tabaka içine nüfuz eder ve MDP molekülleri nano tabakalar halinde biraraya gelerek MDP-Ca tuzu oluşumunu sağlar. MDP-içeren bağlayıcıların içeriğine bağlı olarak farklı derecelerde oluşan bu nano-tabakalar şeklindeki MDP-Ca tuz çökmesiyle oluşan iyonik bağlanmanın MDP içeren adezivlerdeki stabiliteyi açıklayabileceği bildirilmiştir (Yoshida ve ark. 2012). Stabil MDP-Ca tuzlarının yüksek bağlanma dayanım değerlerine neden olduğu daha önce yapılan birçok klinik ve in vitro çalışmada da gösterilmiştir (Peumans ve ark. 2010; Yoshihara ve ark. 2010; Toledano ve ark. 2007; Feitosa ve ark. 2012).

Günümüzde birçok universal adeziv sistem kimyasal bağlanma için en az bir adet monomer içerirken üretici firma bilgileri incelendiğinde Single Bond Universal adezivin; MDP ve polialkenoik asit kopolimeri olmak üzere iki adet monomer içerdiği tespit edilmiştir. (Perdigao ve ark. 2013; Loguercio ve ark. 2014). İlk defa Vitrebond' un içinde yer alan Vitrebond kopolimer (VCP) olarak da bilinen bu polialkenoik asit kopolimeri self-etch adezivin hidroksiapatitteki kalsiyuma kimyasal olarak bağlantısında önemli rol oynamaktadır (Lin ve ark. 1992; Yoshida ve ark. 2000, Mitra ve ark. 2009). Polialkenoik asit kopolimerindeki karboksilik gruplar dokudaki fosfat iyonları ile yer değiştirirken kalsiyum ile iyonik bağlanma yaparlar (Lin ve ark. 1992). MDP-PAC'in bir arada bulunmasının bu bağlayıcı sistemin bağlanma kapasitesini arttırdığı da yapılan çalışmalarda ifade edilmiştir (Muñoz ve ark. 2015; Sezinando ve ark. 2015).

**Çalışmamızda self etch modunda uygulanan Single Bond Universal adezivin istatistiksel anlamlılık yaratmayan ancak sayısal üstünlük sağlayan bağlanma dayanımı değerlerinin MDP ve polialkenoik asit kopolimeri olmak üzere yapısındaki iki farklı monomerin varlığına bağlı olarak meydana geldiğini ve bu monomerlerle gerçekleşen kimyasal bağlanmanın erken dönem bağlanma dayanımına göre daha uzun ömürlü, daha stabil bir bağlanmaya neden olduğunu ayrıca Optibond FL grubunda zamana bağlı bağlanma dayanımında oluşan düşüşte; etch & rinse sistemlerde MMP-2 ve MMP-9 aktivitesinin self-etch sistemlere göre daha yüksek oranlarda görülmesinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.**

Günümüz diş hekimliği pratiğinde estetik kaygılar nedeniyle yaygın olarak sağlıklı diş dokularında minimal invazif yöntemlerle çeşitli restorasyonlar yapılmakla birlikte başta diş çürüğü olmak üzere travmatik yaralanmalar nedeniyle oluşan diş sert doku kayıplarının tedavisi halen diş hekimlerinin en büyük uğraş alanını oluşturmaktadır. Yapılan restorasyonlardaki başarıda kuşkusuz diş hekiminin çalıştığı dokuyu ve aynı zamanda da kullandığı materyalleri iyi tanınması büyük önem taşımaktadır. Operatif işlemlerle enfekte dentin uzaklaştırılsa dahi hazırlanan kavitede çoğunlukla çürükten etkilenmiş dentin kalabilmekte (Marshall ve ark. 1997), bu nedenle de adeziv işlemler çoğunlukla mine, dentin ve çürükten etkilenmiş dentini içeren substratlarda gerçekleştirilmektedir.

Dentinin en yaygın patolojik değişimi olan diş çürüğü, oldukça demineralize ve kollajenlerin geri dönüşümsüz hasara uğradığı enfekte bir dış tabaka ile fizyolojik olarak kolajenlerin remineralizasyonu ile iyileşme gösterebildiği kısmen demineralize olmuş enfekte olmayan bir iç tabakadan meydana gelir (Fusayama ve ark. 1966; Fusayama 1979). Genel olarak bu enfekte dentinin uzaklaştırılması gerektiği ancak çürükten etkilenmiş dentinin korunabileceği konusunda fikir birliği söz konusudur (Kidd ve ark. 1996; Kidd 2004).

Çürükten etkilenmiş intertübüler dentin çürük prosesinden dolayı kısmi olarak demineralizedir (Ogawa ve ark. 1983; Tagami ve ark. 1992; Fusayama 1993). Sağlam dentine kıyasla çürükten etkilenmiş dentinde rastgele dizilmiş ve dağınık durumdaki mineral kristalleri daha büyük olup daha geniş kristaller arası boşluklara sahiptir (Daculsi ve ark. 1979). Spencer ve ark. (2005) tarafından yapılan FTIR çalışmasında da çürükten etkilenmiş dentinin, normal dentine göre mineral fazının daha az kristal ve daha düşük mineral içeriğine sahip olduğu gösterilmiştir. Wang ve ark. (2007) tarafından yapılan bir micro-raman spektroskopisi çalışmasında; çürükten etkilenmiş dentinde mineral karbonat yoğunluğunun da dramatik olarak azaldığı gösterilirken, EPMA araştırmaları ile de çürükten etkilenmiş dentinin neredeyse enfekte dentin kadar düşük magnezyum içeriğine sahip olduğu ancak kalsiyum ve fosfat yoğunluklarının sağlam dentine yakın bulunduğu bildirilmiştir (Nakajima ve ark. 2005). Dentinin magnezyum içeriğindeki azalmanın, dentin çürüğünde görülen kalsiyum ve fosfat içeriğindeki azalmanın başlamasından önce meydana geldiğini belirten araştırmacılar; magnezyum içeriğindeki bu değişikliğin çürük demineralizasyonunun ilk sinyali ve

peritübüler dentin matriksinde oluşabilecek kayıplara karşı da önemli bir uyarı olabileceğini belirtmişlerdir (Suga ve ark. 1967; Takuma ve ark. 1975; Tjardhane ve ark. 1995). Çürük sürecinde, mineraller sürekli kanal lümeninde depolanır ve bu intratübüler mineraller hidroksiapatite göre daha az çözünen magnezyum kaynaklı whitlokite denilen geniş kristallerle doludur (Daculsi ve ark. 1987). İç tabakadaki organik faz incelendiğinde araştırmacılar sağlam dentine göre amino asit kompozisyonunun genel yapısında belirgin bir değişiklik olmadığını (Kuboki ve ark. 1977) ancak çürük sürecinin kollajenin yapısında bir değişime yol açarak kollajen fibrillerin ve protoglikanların dağılımında kayda değer bir düşüşe ve kollajen liflerin çapraz bağlarında azalmaya neden olduğunu belirtmişlerdir (Suppa ve ark. 2006).

Çürükten etkilenmiş dentinde oluşan hibrit tabakanın çok daha düzensiz olduğu ve daha büyük kollajen hasarının meydana geldiği (Yoshiyama ve ark. 2000; Wang ve ark. 2007; Erhardt ve ark. 2008; Sanabe ve ark. 2013) ve asitlenmiş yüzeye adeziv reçinenin penetrasyon oranının normal dentin örneklerinden çok daha yavaş olduğu araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir (Spencer ve ark. 2005).

Yoshiyama ve ark. tarafından 2002'de yapılan bir araştırmanın TEM bulgularında çürükten etkilenmiş dentin tabanı boyunca daha poröz bir alan olduğu bildirilmiştir (Yoshiyama ve ark. 2002) ve Saoolnamarka ve ark.'nın (2002) %35'lik fosforik asit ve %20'lik poliakrilik asidin sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde oluşturduğu etkiyi SEM görüntülerinde inceledikleri çalışmalarında da, fosforik asit kullanılan çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde intertübüler dentin alanlarında yoğun mikroporozite ile daha derin demineralizasyon alanı varlığı bildirilmiştir. Çürükten etkilenmiş dentinin mineral kaybından kaynaklanan yüksek poröz yapısının uygulanan fosforik asitle beraber demineralizasyon derinliğinin artmasına ve adezivin bu derin demineralize tabakaya penetrasyonunun güçleşmesine neden olabileceği, tüm bu nedenlerle de adeziv sistemin başarısının olumsuz etkilenebileceği ifade edilmiştir.

Sattabanasuk ve ark. (2004); 12, 24, 48, 96 saat süreyle demineralizasyon sağladıkları dentin yüzeylerinde uyguladıkları etch&rinse adezivin 96 saat demineralizasyon sonunda en düşük mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini ve asitleme işleminin aynı uygulanan fazla süre gibi fazladan bir demineralizasyona yol açarak çürükten etkilenmiş dentinde az sayıda olan hidroksiapatit

kristallerini daha da azaltıp mineral desteğini kaybeden kollajen fibrillerin çökmesine neden olduğunu ifade etmişlerdir. Sonuç olarak reçinenin derin demineralize tabakanın altında kalan fibrillere penetrasyonunun zorlaşması nedeniyle bağlanma değerlerinde azalma görüldüğünü bildirmişlerdir.

Micro-Raman spektroskopisinin kullanıldığı bir çalışmada, etch & rinse adeziv sistemlerdeki fosforik asidin Mg kaynaklı whitlokit minerallerin rambohedral kristellerini uzaklaştırmakta yetersiz kaldığı ortaya konulmuş ve normal dentinde yaklaşık 7-8 µm olan demineralizasyon derinliğinin çürükten etkilenmiş dentinde 14-16 µm'ye kadar ulaştığı belirtilmiştir (Wang ve ark. 2007).

De Munc (2012) bağlanma dayanıklılığının degradasyonunda örnekleri suda bekletmenin önemli bir etken olduğunu vurgulamış ve yine aynı doğrultuda Mutluay ve ark.'da suda yaşlandırmanın dentin matriksinden kalsiyum ve çinko iyonlarının salınımını artırarak MMP'lerin hidrolitik aktivitesine gerekli ortamı sağladığını belirtmişlerdir (Tezvergil-Mutluay ve ark. 2010). Hidrolitik yıkım, MMP'lerin önemli aktivite gösterdiği çürükten etkilenmiş dentin-adeziv bağlantı arayüzünde daha belirgindir (Vidal ve ark. 2014). Pek çok çalışmada teröpatik ajan olarak %2'lik klorheksidinin yüzey hazırlığında kullanımının kısa dönem bağlanma dayanımlarını etkilemediği (Brackett ve ark.2007; Carrilho ve ark. 2007; Soares ve ark. 2008; Mobarak ve ark.2011; Monteiro ve ark. 2013) ancak 6 aylık yaşlandırma sonunda bağlanma değerlerine olumlu katkısı olduğu bildirilmiştir (Montagner ve ark.2014).

Komori ve ark.'nın çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan iki adet etch & rinse sistemin 24 saatlik ve 6 aylık bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonuçlarına göre, kullanılan etch&rinse adeziv reçinelerin çalışmamıza benzer olarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine fosforik asit uygulamasını takiben uygulanan klorheksidinin 24 saatlik kısa dönem mikrogelirilm bağlanma dayanımı değerlerinde anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı ve çürükten etkilenmiş dentinde artan kolajenolitik aktivitenin bağlantı yüzeyinde yaratacağı degradasyonun sağlıklı dentine kıyasla çok daha hızlı gelişerek bağlanma değerlerinde azalmalara neden olacağı ifade edilmiştir (Komori ve ark. 2009).

Sanabe ve ark. (2011) sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde etch &rinse bir adeziv kullanarak oluşturdukları kontrol gruplarıyla klorheksidin uygulaması

ile oluşturdıkları deney gruplarından elde ettikleri 24 saat ve 6 aylık histolojik kesitlerde açığa çıkmış kollajen tabakanın kalınlığını incelemişler ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinin 6 ay suda bekletildiği durumun en kalın hasarlı kollajen tabakaya yol açtığını, klorheksidin uygulanan çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde daha az bir tabaka kalınlığı görüldüğünü ve bulguların 24 saatlik görüntülere yakın olduğunu ifade etmişlerdir.

Yetkiner ve ark.'nın 2015 yılındaki çalışmalarında; bir adet cam-ionomer, bir adet reçine modifiye cam-ionomer ve bir adet etch & rinse adeziv kullanılarak uygulanan kompozit reçinenin sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma değerleri incelenmiş ve klorheksidin uygulamasının etch&rinse uygulanan gruplarda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma değerlerini çalışmamızla benzer bir şekilde etkilemediği ortaya konmuştur.

Özsoy ve ark.'nın 2015 yılında yaptıkları çalışmada, çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine klorheksidin uygulamasını takiben yapılan Optibond FL uygulaması sonrasında 24 saatlik bağlanma dayanım değerlerinin çalışmamızla paralel olarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığında ve yokluğunda anlamlı farklılık yaratmazken sağlıklı dentin yüzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğu bildirilmiştir.

Ekambaram ve ark.'nın 2015 yılında fosforik asit uygulamasını takiben etanol ve %2'lik klorheksidin kullanarak nemlendirilen sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan etch&rinse adezivin 24 saat ve 12 ay sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerini araştırdıkları çalışmalarında; 12 ayın sonunda çürükten etkilenmiş klorheksidin uygulanmış deney gruplarında anlamlı artış belirlemişlerdir.

Carvalho ve ark.'nın (2016) 30 adet yirmi yaş dişin çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde %2'lik klorheksidin ve %2'lik yeşil çay ekstresi uygulamasının etch & rinse adezivin uzun ve kısa dönem bağlanma dayanımı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında; 24 saatte klorheksidin uygulanan gruplarda fark bulunmazken, 6 ay sonundaki klorheksidin varlığında uygulanmış deney grubu değerleri çalışmamızla benzer doğrultuda anlamlı olarak yüksek bulunmuştur.

Giacomini ve ark. (2017) etch & rinse stratejisinde kullandıkları universal bir adezivi sağlıklı ve yapay olarak oluşturulmuş çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde

klorheksidin varlığında ve yokluğunda uygulayarak mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlar ve çürükten etkilenmiş gruplardaki değerlerin sağlıklı dentin yüzeylerine uygulanan gruplara göre anlamlı olarak azaldığı belirtmişlerdir.

Etch&rinse adeziv sistem yaklaşımında pH' ı 0,7-1 arasında değişen %35' lik fosforik asit uygulaması ile mineralize dentin dokusunda yer alan MMP' ler düşük pH nedeniyle denatüre olurlar (Pashley ve ark. 2004; Mazzoni ve ark. 2006). İki aşamalı etch&rinse adeziv sistemlerde yaşlandırılmış örneklerde MMP-2' nin hibrit tabakasında yer aldığı gösterilmiş (Mazzoni ve ark. 2011) olup asit uygulaması ile dentin dokusunda yer alan enzimlerin tekrar aktif hale geldiği bildirilmiş (Pashley ve ark. 2004; Mazzoni ve ark. 2006; Nishitani ve ark. 2006; Tay ve ark. 2006) ve reçine infiltrasyonundan sonra da MMP' lerin aktif olarak kaldığı saptanmıştır (Reis ve ark. 2007; Abdalla ve ark. 2008; De Munck ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2010a). Klorheksidinin dentin matriksindeki bilinen antimikrobiyal kalıcılığı (Stanislawczuk R ve ark. 2011a) ve inhibitör etkisiyle uzun dönemde açığa çıkmış olan bu MMP enzimlerini inaktif hale getirdiği belirtilmiştir (Carrilho ve ark. 2007; Hebling ve ark. 2005; Breschi ve ark. 2006; Loguercio ve ark. 2009; Osorio ve ark. 2011; Lafuente 2012).

Tüm bu çalışmaların sonuçları çalışmamızda klorheksidinin varlığında ya da yokluğunda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde gerek 24 saat (**ÇOKV 24 saat: 25.77±1.45 MPa; ÇOKY 24 saat: 26.07±1.14 MPa;**) gerekse 6 ay sonunda (**ÇOKV 6 ay: 23.83±1.28 MPa; ÇOKY 6 ay: 22.16±0.90 MPa**) saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanan (**SOKV 24 saat: 36.71±2.04 MPa; SOKY 24 saat: 39.92 ±2.04 MPa; SOKV 6 ay:33.20±1.58 MPa; SOKY 6 ay: 30.68±0.80 MPa**), bağlanma dayanımı değerlerinden düşük olduğu bulgumuzu, 24 saatte çürükten etkilenmiş dentinde klorheksidin uygulamasının etch &rinse adezivin bağlanma dayanımına (**ÇOKV 24 saat: 25.77±1.45 MPa; ÇOKY 24 saat: 26.07±1.14 MPa;**) bir katkısı olmamakla birlikte 6 ay sonrasında (**ÇOKV 6 ay: 23.83±1.28 MPa; ÇOKY 6 ay: 22.16±0.90 MPa**) anlamlı ölçüde katkı sağladığı bulgumuzu destekler niteliktedir.

**Klorheksidin varlığı ya da yokluğunda bir etch&rinse adeziv olan Optibond FL'in uygulanmasını takiben yapılan bulk-fill restorasyonların gerek 24 saat gerekse 6 ay sonunda çürükten etkilenmiş dentinde sağlıklı dentinden daha düşük olarak saptanan bağlanma değerlerinin; mikroporozitesi artmış çürükten**

etkilenmiş dentin yüzeylerine yapılan fosforik asit uygulamasının dokuda daha fazla demineralizasyon derinliğine neden olmasından (Sakoolnamarka ve ark. 2002), dentin kanalları içerisinde aside dirençli minerallerin varlığından ve zaten az sayıda olan hidroksiapatit kristallerin asitleme etkisiyle daha da azalmasıyla kollajen fibrillerin çökmesine yol açıldığı için reçinenin altta kalan fibrillere penetrasyonunun güçleşmesinden (Van Meerbeek ve ark.2003) kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca sağlıklı dentine göre çürükten etkilenmiş dentin dokusunda çok daha yoğun bulunan korunmasız açığa çıkmış kollajen fibrillerin varlığının kollajenolitik aktiviteyi de artırabilmesinin (Hebling ve ark. 2005; Haj-Ali ve ark. 2006 ) ve MMP'lerin önemli aktivite gösterdiği çürükten etkilenmiş dentin-adeziv bağlantı ara yüzünde hidrolitik yıkımın daha etkili olmasının (Vidal ve ark. 2014) 6 aylık süreçte çürükten etkilenmiş dentin dokusunda zamana bağlı azalan bulgularımızın açıklanmasında önemli olduğunu düşünmekteyiz. Tüm bunların yanısıra çürükten etkilenmiş dentin dokusunda adezivin polimerizasyon sürecini tehlikeye sokarak bağlanma kuvvetlerinin azalmasına neden olabilecek suyun daha fazla mevcut olduğu da unutulmamalıdır. Çalışmamızda 6 ay suda bekletilen etch&rinse adeziv uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde 24 saat örneklerine kıyasla anlamlı olarak azalmış bağlanma dayanımı değerlerinin saptanmış olmasının çürükten etkilenmiş dentin dokusunun bu kendine özgü yapısal özelliğinden, asitleme işleminin etkisine bağlı olarak devam eden ve zamanla artan hidrolitik yıkımdan kaynaklandığını da düşünmekteyiz.

Klorheksidin uygulamasının çürükten etkilenmiş dentinde etch&rinse adezivin 24 saat sonrasındaki bağlanma dayanımına bir katkısının olmamasının ise dentindeki doygunluğuyla ilişkili olduğunu, 6 ay sonunda aynı şartlardaki örneklerde saptanan bağlanma dayanımı artışının ise kollajen fibrillerden sonradan salınan klorheksidinin (Schafer ve Bossman 2005; Carrilho ve ark. 2010) enzimatik yıkımın etkisini azaltabilmesinden dolayı meydana geldiğini düşünmekteyiz.

Self-etch sistemlerde de aynı etch & rinse sistemlerde olduğu gibi sağlıklı dentine göre çürükten etkilenmiş dentinde düşük bağlanma dayanımı değerleri saptayan araştırmacılar, demineralizasyon ve reçine penetrasyonunun eş zamanlı gerçekleştiği bu sistemlerde demineralize tabakanın derinliklerinde daha az sorunla karşılaşılsa bile

TEM değerlendirmelerinde poröz alanların bulunduğunu ve Masson trikrom boyamada kapsüllenmemiş kollajenden oluşan geniş bölgelerin varlığının bulunduğunu bildirmişlerdir (Yoshiyama ve ark. 2002; Erhardt ve ark. 2008). Self-etch adezivler, sahip oldukları hafif asidite nedeniyle sağlıklı dentinde smear tıkaçlarının çözülmesinde yeterince etkili olamamakta, çürükten etkilenmiş dentinde de kanallardaki smear tıkaçlarının bir kısmının kalmasına ve bu nedenle de reçine uzantılarının yetersiz oluşumuna böylelikle de adeziv monomerin dentin kanallarından lateral penetrasyonuna ve yetersiz hibrit tabaka oluşumuna yol açmaktadırlar. Nakajima ve ark. Self-etch sistemlerin çürükten etkilenmiş dentindeki yetersiz penetrasyonundan dentin kanallarındaki mineral kalıntılardan çok, daha derin bir demineralize tabakanın varlığının sorumlu olduğunu bildirmişlerdir (2011).

Sattanabanasuk ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada; self-etch adezivlerde monomer filtrasyonu ile eş zamalı gerçekleşen demineralizasyonun kollajen fibriller arasında reçinenin infiltre olabileceği boşluklara neden olduğunu ve zaten poröz yapıdaki çürükten etkilenmiş dentinde hibridizasyon boyunca mekanik bir kilitlemenin sağlanacağını ifade etmişlerdir. Ancak artan demineralizasyon sürecinde azalan değerlerin çürükten etkilenmiş dentin dokusu içeriğindeki mevcut poroziteden ve bağlantının zayıf noktasını oluşturan bu boşluklardan ileri gelebileceğini bildirmişlerdir.

Haj-Ali ve ark. (2006), çürükten etkilenmiş dentinde sağlam dentinle kıyaslandığında açığa çıkmış korunmasız kollajen fibrillerin varlığının çok daha yoğun olması nedeniyle kollajenolitik aktivitenin de daha fazla olacağını belirtmişler ve bu dokudaki bağlanma sorunlarına işaret etmişlerdir.

Çalışmamızın bulgularına paralel olarak Nakajima ve ark.'nın (2005), Omar H ve ark.'nın (2007), Mobarak EH.'nin (2011), Sacramento ve ark. (2012) ile Melo ve ark.'nın (2013) yapmış oldukları çalışmalarda da çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde self etch adeziv kullanarak oluşturulan kontrol grupları ile klorheksidin uygulamasıyla oluşturulan deney gruplarında kısa ve uzun dönemde elde edilen mikro-gerilim bağlanma dayanımı sonuçlarının sağlıklı dentinde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı olarak düşük bulunduğu, ancak çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde kısa ve uzun dönemlerde kontrol ve deney gruplarının arasında saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin arasında anlamlı farklılık bulunmadığı bildirilmiştir.



**Çalışmamızda klorheksidin varlığında ve yokluğunda self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben 24 saat (ÇUKV 24 saat: 25.68±1.03 MPa; ÇUKY 24 saat: 25.32±1.26 MPa) ve 6 ay (ÇUKV 6 ay: 24.79±0.88 MPa; ÇUKY 6 ay: 24.14±4.12 MPa) sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine olan bağlanma değerleri; aynı şartlarda ancak sağlıklı dentin yüzeylerinde saptanmış olan bağlanma dayanım değerlerinden (SUKV 24 saat: 33.99±1.63 MPa; SUKY 24 saat: 35.04±2.48 MPa; SUKV 6 ay: 32.33±2.53 MPa; SUKY 6 ay: 32.30±2.22 MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0.01). 24 saat ve 6 aylık bulgularımızda çürükten etkilenmiş dentin dokusunda self etch modunda uygulanmış olan Single Bond Universal adezivi klorheksidin kullanımından bağımsız olarak, sağlıklı dokuya kıyasla anlamlı olarak düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Bu bulgumuzun self etch modunda kullanmış olduğumuz Single Bond Universal adezivin asiditesinin çürükten etkilenmiş dentin içerisindeki aside dirençli kristallerin bulunduğu smear tabakasının varlığında yeterli etkinliği gösterememesinden ve sonuçta minerallerle tıkanmış dentin tübüllerine yeterli adeziv penetrasyonun gerçekleşmemesi nedeniyle etkili reçine uzantılarının elde edilememesinden, dokunun kendi içerisinde bulunan artmış porozite ve boşluklardan, açığa çıkmış korunmasız kollajen fibrillerin varlığının çürükten etkilenmiş dentinde çok daha yoğun olması nedeniyle artan MMP aktivitesinden, kaynaklandığını da düşünmekteyiz**

Çalışmamızda self etch modunda uygulanan Single Bond Universal adezivin çürükten etkilenmiş dentin dokularında klorheksidin uygulamasına rağmen 24 saatte (ÇUKV 24 saat: 25.68±1.03 MPa; ÇUKY 24 saat: 25.32±1.26 MPa) ve 6 aylık (ÇUKV 6 ay: 24.79±0.88 MPa; ÇUKY 6 ay: 24.14±4.12 MPa) sürelerde saptanan mikro-gerilim değerleri arasında fark olmaması da dikkat çekici bir bulgudur. Kullanmakta olduğumuz self etch adezivler hidrofilik olup uygulama boyunca hidrate dentin dokusundaki suyu çekerler ve polimerizasyondan sonra bile suyu absorbe edebilirler. Sağlıklı dentin bağlantı yüzeylerinde “su ağacı oluşumları” olarak adlandırılan bu ultrastrüktürel oluşumun çürükten etkilenmiş dentin dokusunda elimine edilebildiği (Tay ve ark. 2005) ve dentin kanallarındaki mineral yığılımının su akışını kısmen yok ederek bağlantı yüzeyi boyunca daha iyi bir sızdırmazlık özelliği sağlayabildiği bildirilmektedir (Nakajima ve ark. 2011). Bunun çürükten etkilenmiş

dentin dokusundaki sözü edilen mineral yığılımın su geçişini kısmen önleyebilen kendine özgü yapısal özellikleriyle birlikte, Single Bond Universal adezivin içeriğindeki 10-MDP monomeri ve Vitrobond kopolimerinin kimyasal özelliklerinin getirmiş olduğu katkılara bağlı olarak geliştiğini düşünmekteyiz. Self-etch adezivlerin sahip oldukları hafif asidik yapının kısmen de olsa MMP'lerde aktiveye neden olmasına paralel olarak da düşen değerlerimize adeziv içersindeki 10-MDP monomeri ve klorheksidin arasındaki sözü edilen rekabet olasılığından dolayı klorheksidin uygulamasının yeterli katkıda bulunmasından da kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

**Çalışmamızda; çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine klorheksidin varlığında ve yokluğunda Optibond FL ve self etch modunda uygulanmış Single Bond Universal adezivi takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonların 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (ÇOKV 24 saat: 25.77±1.45 MPa; ÇUKV 24saat: 25.68±1.03 MPa) (ÇOKY 24 saat: 26.07±1.14 MPa; ÇUKY 24 saat: 25.32±1.26 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken; 6 ay sonunda klorheksidin varlığında (ÇOKV 6 ay: 23.83±1.28 MPa; ÇUKV 6 ay:24.79±0.88 MPa) ve yokluğunda (ÇOKY 6 ay: 22.16±0.90 MPa; ÇUKY 6 ay:24.14±4.12 MPa) çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan Optibond FL ve self etch modundaki Single Bond Universal'i takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonların bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuş ve özellikle uzun dönemdeki örneklerde saptanan bu anlamlı farklılıkta; etch & rinse sistemlerde pH' sı 0,7-1 arasında değişen % 35' lik fosforik asit uygulaması ile dentin dokusunda yer alan enzimlerin tekrar aktif hale gelebilmesinin ve reçine infiltrasyonundan sonra dahi MMP' lerin aktif olarak kalabilmesinin rol oynadığını düşünmekteyiz. Aynı zamanda kendi formulasyonlarında asidik fonksiyonel monomerleri barındıran ve bu fonksiyonel monomerler vasıtasıyla dentin dokusunda hem demineralizasyonu hem de infiltrasyonu eş zamanlı gerçekleştiren self etch adezivlerin MDP monomerinin yapısındaki karboksil ve fosfat gruplarının dokuda bulunan hidroksiapatit ve kollajenlerle etkileşime girebilecek ilave bir reseptör gibi görev yapmalarından, MDP-Ca tuz çökmesiyle oluşmuş nano-tabakalarda gerçekleşen iyonik bağlanmanın çözünürlüğünün az olmasından, çürükten etkilenmiş dentin dokusundaki dentin kanallarındaki mineral yığılımın su akışını kısmen yok ederek**

**bağlantı yüzeyi boyunca daha iyi bir sızdırmazlık özelliği sağlayabilmesinden dolayı kullanmış olduğumuz adezivin hafif asidik özelliğinin çürükten etkilenmiş dentin dokusunda avantaj sağladığı görüşündeyiz.**

Çalışmamızda saptanan mikro-gerilim bağlanma bulgularına göre; MMP inhibitörü uygulamasını takiben farklı adezyon stratejileriyle çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan bulk-fill kompozitlerin mikro-gerilim bağlanma değerlerinin aynı şartlarda ancak sağlıklı dentin yüzeylerine uygulandıklarında gösterecekleri mikro-gerilim bağlanma değerlerinden daha düşük olacağı ve zamanla da bu düşüşün artacağı şeklindeki çalışma **hipotezi doğrulanmıştır.**

Çalışmamızda deney gruplarında mikro-gerilim bağlanma dayanımı testlerinden sonra örneklerde oluşan kopma yüzeyleri stereomikroskop ile incelenmiş ve gruplara göre kopma tiplerinin sayısal, grafiksel ve yüzde dağılımları (Tablo 4-6; Şekil 4-5-1; Şekil 4-5-2; Tablo 4-11; Şekil 4-12-1; Şekil 4-12-2) verilmiştir.

Bağlanma testinden sonra yapılan kopma analizleri, adeziv sistemlerin ölçülen bağlanma dayanımlarının ne kadar güvenilir olduğunu göstermesi bakımından önemlidir. Kopma tipleri genellikle adeziv, koheziv ve her ikisinin görüldüğü adeziv/mixed olarak sınıflandırılmaktadır (Tagami ve ark. 2000; Reis ve ark. 2005; Lodovici ve ark. 2009). Geleneksel test yöntemleri olan makaslama ve çekme bağlanma dayanımı 25 MPa'ı geçtiği zaman %80 gibi bir sıklıkla dentinde koheziv kopmalar görülmektedir ki, bu durum adezivin dentine olan bağlanma dayanımının tam olarak ölçülebilmesini engeller. Yapılan çalışmalarda adezivlerin dentine olan bağlanma dayanımlarının tam olarak yansıtılması için, adeziv/mixed başarısızlık tiplerinin oluşması istenir ancak buna karşın geleneksel test yöntemleri bunu sağlamada yetersizdir. Bu nedenlerden dolayı geliştirilen “mikro-gerilim bağlanma dayanımı test metodu” ile düzgün stres dağılımı sağlanarak yüksek oranda adeziv/mixed başarısızlık saptanabileceği (Öztürk 2002; Korkmaz ve Baseren 2008; Ünlü ve ark. 2010) ve böylelikle bağlanma dayanımının daha iyi değerlendirilebileceği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Armstrong ve ark. 2010; Salz ve Bock 2010; Scherrer ve ark. 2010).

Çalışmamızda, mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçülen örneklerde oluşan kopmalarda ki başarısızlık tipleri incelendiğinde, literatürle uyumlu şekilde adeziv

sistemden ve klorheksidin uygulamasından bağımsız olarak adeziv/mixed tip başarısızlık saptanmıştır ki; bu sonuçlar mikro-gerilim bağlanma dayanımı test metodunun da daha güvenilir olduğunu kanıtlar niteliktedir. Çalışmamızda ilk 24 saatte hem sağlam ve hem de çürükten etkilenmiş dentin gruplarında uygulanan mikro-gerilim bağlanma dayanım testlerinden sonra saptanan kopmalar incelendiğinde adeziv/mixed kopmaların yüksek oranda olduğu ve en fazla da sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığında OptibondFL uygulanmış bulk-fill restorasyonlarında (%93,6) meydana geldiği tespit edilmiştir (Tablo: 4-6), (Şekil: 4-5-1).

Mason ve ark. (1996), yüksek bağlanma değerlerinin koheziv kopmalarla ilişkilendirilebileceğini ve koheziv kopmaların bağlayıcı sistemin başarısını gösterdiğini vurgulamışlardır. Price ve ar. (2003) dentinin veya reçine esaslı dolgu materyalinin koheziv kopmasının, dentin ve reçine esaslı dolgu materyali arasındaki iyi adezyona işaret ettiğini ve yüksek bağlanma kuvvetlerinde daha fazla koheziv kopma ve karışık kopma gözlemlendiğini rapor etmişlerdir.

Bulk-fill kompozitlerin kullanılması ile tabakalama tekniği ile yerleştirilen kompozitlerde tabakalar arasında oluşabilecek kontaminasyon riski ve porozite kalması ihtimali ortadan kaldırarak daha kompakt restorasyonlar elde edilmesi sağlanmaktadır (Park ve ark. 2008). Bulk-fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranları genel olarak konvansiyonel reçinelere oranla daha düşük iken, doldurucu boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasına neden olarak polimerizasyon derinliğini arttırıp ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmelerini kolaylaştırır (Bucuta ve ark. 2014). Böylece bu yeni reçinelerin konvansiyonel hibrit kompozitlerle ve akışkan kompozitlerle kıyaslandığında daha az polimerizasyon büzülmesi göstererek kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülmesi stresi oluşturdukları belirtilmiştir. (Ilie ve Hickel 2011). Materyalin bu özelliklerinin bilinmesine karşın, mikro-gerilim bağlanma dayanımı hakkında sınırlı sayıda çalışma mevcuttur.

Flury ve ark.'nın (2014) üç aşamalı etch&rinse adeziv olan Optibond FL uyguladıkları dentin yüzeylerinde kontrol grubu olarak konvansiyonel bir kompozit ile dört adet bulk-fill kompozit reçineyi kullandıkları çalışmalarında; 2,4 ve 6 mm.'lik tabakalama kalınlıklarında elde edilen mikrosertlik ve bağlanma kuvvetleri 24 saatlik sürede incelenmiştir. Kopmaları değerlendiren araştırmacılar, mixed kopma ve dentinde

oluşan koheziv kopma oranını yüksek bulmuş ve bunun adezivin yarattığı güçlü hibrit tabakasının yanısıra; kompozit reçinenin uygulama metodunun da olumlu etkisinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Artan tabaka kalınlığıyla beraber az miktarda görülen adeziv kopmaların da ışıkla sertleştirme işleminin kompozitin alt tabakalarında daha az etkili oluşuna bir işaret olabileceğini ifade etmişlerdir.

Yetkiner ve ark. (2015) ise, 24 saatlik sürede sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığı ve yokluğunda farklı adeziv sistemlerle uygulanan bulk-fill restorasyonlarda adeziv/mixed kopma tipinin çoğunlukla görülürken bunun adeziv ve dentin arasında oluşan iyi bağlanma özelliğinin göstergesi olduğunu belirtmişlerdir. Diğer gruplarda saptanan koheziv kopmaların da o materyallere ait görülebilecek porozite ve düşük bağlanma kuvvetleriyle ilişkilendirilebileceği ifade edilmiştir.

**Çalışmamızda ilk 24 saatte dentin örneklerinde klorheksidin uygulamasının etch&rinse adezivi takiben uygulanan bulk-fill restorasyonlarda yaratmış olduğu olumsuz etki göz önüne alındığında; klorheksidin olmaksızın Optibond FL adeziv uygulanmış örneklerde saptanan yüksek orandaki kompozitte ki koheziv kopmalar (%10,3), diğer deney gruplarıyla kıyaslandığında daha yüksek mikro-gerilim bağlanma değerlerini açıklar niteliktedir (Tablo: 4-6). Çalışmamızda ilk 24 saatlik süreçte klorheksidin uygulamasının self etch modunda uygulanan Single Bond Universal adezivin mikro-gerilim bağlanma değerlerinde anlamlı farklılık yaratmayan etkisi de self etch adezivin klorheksidin varlığı ve yokluğunda uygulandığı örneklerde oluşan aynı oranlardaki adeziv/mixed ve koheziv kopmalarla paralellik göstermekte ve elde edilen bu sonuçların yapılan çalışmalarla uyum içerisinde olmasını sağlamaktadır (Tablo: 4-6), (Şekil:4-5-2) (Osorio ve ark. 2008; Campos ve ark. 2009a; Stanislawczuk ve ark. 2009; Zhou ve ark. 2010; Mobarak 2011; Chiaraputt ve ark. 2011; Manfro ve ark. 2012; Lenzi ve ark. 2012a; Lenzi ve ark. 2012b).**

**Çalışmamızda 6 ayın sonunda saptanmış olan adeziv/mixed kopma oranlarında düşüş belirlenmiş olup, bunun klorheksidinin uzun dönemde sağladığı olumlu katkının bir sonucu olduğunu düşünülmüştür (Tablo:4-11), (Şekil:4-12-1, Şekil:4-12-2). Özellikle self etch modunda uygulanan Single Bond Universal adezivin uygulandığı bulk-fill restorasyonlarında 24 saate göre uzun dönemde**

**adeziv/mixed kopma tipinde görülen düşüşle beraber koheziv kopmalarda görülen artış dikkat çekici olup; self etch adezivin uzun dönemde daha stabil olan mikro-gerilim bağlanma değerleriyle ve klorheksidin uygulamasının uzun dönemdeki olumlu katkısıyla paralellik içersinde olduğu izlenmiştir. Buna karşın kompozite artan koheziv kopmaların da kullanılan bulk-fill kompozit reçinenin polimerizasyon özelliklerinden kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızın uzun dönemde mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçülen örneklerinde oluşan kopmalarda belirlenen başarısızlık tipleri; uzun ve kısa dönem süreçleri içeren literatürdeki çalışmalarla paralellik göstermektedir (Tablo:4-16), (Şekil: 4-17) (Osorio ve ark. 2008; Campos ve ark. 2009b; Mobarak 2011; Zheng ve ark. 2015; Günaydın ve ark. 2016; Bravo ve ark. 2017; Giacomini ve ark. 2017).**

Ceballos ve ark.'nın (2003) sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin gruplarındaki örneklerde adeziv ve koheziv kopmaların dengeli dağıldığını ifade eden çalışmalarının yanı sıra, Nakashima ve ark. (1999) ile Scholtanus ve ark.'nın (2010) hem etch & rinse hem de self-etch bağlayıcı sistemler kullanarak yürüttükleri çalışmalarında temel başarısızlık nedeninin mikro-gerilme bağlanma dayanım testleri sonrasında ortaya çıkan adeziv kopmalar olduğu ifade edilmiştir. Yapılan pek çok çalışmada etch&rinse sistemlerin uygulandığı sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde sağlam dentin gruplarında koheziv kopma saptanmazken çürükten etkilenmiş dentin gruplarında koheziv kopma oranlarının arttığı belirlenmiştir (Ceballos ve ark.2003; Komori ve ark.2009).

Tekçe ve ark (2016); sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde etch &rinse adeziv ve self-etch adezivle uyguladıkları bulk-fill kompozit restorasyonlarındaki kopma tiplerini incelediklerinde en sık adeziv/mixed tipi kopma görüldüğünü, yüksek bağlanma değerlerinin daha fazla oranda mixed kopma gösterdiğini vurgulamışlar buna karşın adeziv kopmaların ise düşük bağlanma değerlerinin göstergesi olduğunu ifade etmişlerdir.

**Sağlıklı** dentin örneklerinde 24 saat ve 6 aylık süre sonunda saptanan koheziv kopmaların daha çok kompozitte görülmesinin 5mm. kalınlığında uygulanan bulk-fill kompozitin ışıkla sertleştirme işleminin kompozitin alt tabakalarında daha az etkili oluşundan kaynaklandığını düşünmekteyiz (Tablo: 4-16), (Şekil:4-17). Buna karşın, **çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde gerek 24 saat gerekse 6 aylık dönemlerde**

**daha yüksek oranda görülen dentindeki koheziv kopmaların bu dokunun kendine ait yapısal özelliklerinin yaratmış olduğu düşük bağlanma değerleriyle açıklanabileceğini (Tablo: 4-1), çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde uzun dönemde azalan adeziv/mixed kopmaların ise klorheksidinin zamana bağlı olarak yarattığı olumlu katkının bir sonucu olduğunu düşünmekteyiz (Tablo: 4-16).**



## SONUÇLAR

1. 24 saat ve 6 aylık süreler de klorheksidin varlığından ve farklı adeziv stratejilerinde uygulanan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak sağlıklı dentin örneklerinde yapılmış olan tüm bulk-fill restorasyonlarında saptanan mikro-gerilim bağlanma değerleri; çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde yapılmış olan bulk-fill restorasyonlarında saptanan mikro-gerilim bağlanma değerlerinden daha yüksektir.
2. 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerine yapılan bulk-fill restorasyonlarında en yüksek mikro-gerilim bağlanma değeri klorheksidin uygulaması olmaksızın uygulanan OptibondFL adezivin uygulanmasını takiben saptanırken; en düşük mikro-gerilim bağlanma değeri klorheksidin varlığında self etch modunda Single Bond Universal adezivin uygulanmasını takiben elde edilmiştir.
3. 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine yapılan bulk-fill restorasyonlarında birbirine benzer olduğu saptanan mikro-gerilim bağlanma değerlerinde klorheksidin varlığının ve kullanılan adezivin etkili olmadığı saptanmıştır.
4. 6 ay sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerine yapılan bulk-fill restorasyonlarında en yüksek mikro-gerilim bağlanma değerleri klorheksidin varlığında hem etch & rinse modunda uygulanan Optibond FL adezivin hem de self etch modunda uygulanan Single Bond Universalin uygulanmasını takiben elde edilirken; en düşük mikro-gerilim bağlanma değeri klorheksidin uygulaması olmaksızın uygulanan OptibondFL adezivin uygulanmasını takiben elde edilmiştir.
5. 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine yapılan bulk-fill restorasyonlarında en yüksek mikro-gerilim bağlanma değeri klorheksidin varlığında self etch modunda uygulanan Single Bond Universalin uygulanmasını takiben elde edilirken; en düşük mikro-gerilim bağlanma değeri ise klorheksidin olmaksızın uygulanan OptibondFL adezivin uygulanmasını takiben elde edilmiştir.
6. 24 saatlik süre sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin olmaksızın farklı adeziv stratejilerini takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında saptanan yüksek mikro-gerilim bağlanma değerlerinin 6 aylık süre sonrasında düştüğü ve bu düşüşün daha fazla etch & rinse stratejisinde uygulanan Optibond FL'nin uygulanmasını takiben geliştiği saptanmıştır.



7. 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığına bakılmaksızın uygulanan Optibond FL'yi takiben yapılan bulk-fill restorasyonlarında saptanan mikro-gerilim bağlanma değeri 6 aylık süre sonrasında anlamlı olarak azalırken self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'i takiben yapılan bulk- fill restorasyonlarının 24 saat ile 6 aylık süreler sonrasında saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleri arasında fark olmadığı saptanmıştır.

8. 6 aylık sürede hem sağlıklı hemde çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde gerek etch & rinse gerekse self etch modunda kullanılan adezivler öncesi klorheksidinin kullanımı yapılan bulk-fill restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarına olumlu katkı sağlamaktadır.

9. Gerek sağlıklı gerekse çürükten etkilenmiş dentin dokularına farklı adeziv sistemlerle uygulanan bulk-fill restorasyonlarında zamana bağlı saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerindeki düşüşün %2'lik klorheksidinin kullanımı ile azaltılabildiği saptanmıştır.

10. 24 saat sonrasında klorheksidin varlığından ve farklı adeziv stratejilerinde uygulanan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak; sağlıklı dentin yüzeylerinde yapılmış olan tüm bulk-fill restorasyonlarının mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının ölçülmesinden sonra en fazla oluşan başarısızlık adeziv/mixed olarak saptanmış bunu kompozitte ve dentinde koheziv kopmalar izlemiştir.

11. 24 saat sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin olmaksızın uygulanan Optibond FL adezivi takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonlarda en az oranda adeziv/mixed tipi kopmalar görülürken kompozitte koheziv kopmalarda en fazla oranda yine bu restorasyonlarda saptanmıştır.

12. 24 saat sonrasında klorheksidin varlığından ve farklı adeziv stratejilerinde uygulanan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak; çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde yapılmış olan tüm bulk-fill restorasyonlarının mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının ölçülmesinden sonra en fazla oluşan başarısızlık adeziv/mixed olarak saptanmış bunu dentinde ve kompozitte koheziv kopmalar izlemiştir.

13. 24 saat sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığında self etch modunda uygulanan Single Bond Universal'in uygulanmasını

takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonlarda en az oranda adeziv/mixed tipi kopmalar görülürken dentinde koheziv kopmalarda en fazla oranda yine bu restorasyonlarda saptanmıştır.

14. 6 ay sonrasında klorheksidin varlığından ve farklı adeziv stratejilerinde uygulanan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak sağlıklı dentin yüzeylerinde yapılmış olan tüm bulk-fill restorasyonlarının mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının ölçülmesinden sonra en fazla oluşan başarısızlık adeziv/mixed olarak saptanmış bunu kompozitte ve dentinde koheziv kopmalar izlemiştir.

15. 6 ay sonrasında sağlıklı dentin yüzeylerinde klorheksidin varlığında uygulanan OptibondFL adezivi takiben yapılmış olan bulk-fill restorasyonlarda en az oranda adeziv/mixed tipi kopmalar görülürken kompozitte koheziv kopmalarda en fazla oranda yine bu restorasyonlarda saptanmıştır.

16. 6ay sonrasında klorheksidin varlığından ve farklı adeziv stratejilerinde uygulanan adeziv sistemlerinden bağımsız olarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde yapılmış olan tüm bulk-fill restorasyonlarının mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının ölçülmesinden sonra birbirine yakın oranlarda adeziv/mixed tipi kopma saptanmış; bunu dentinde koheziv ve kompozitte koheziv kopmalar izlemiştir.

## KAYNAKLAR

- 3M Espe symposium (2014). Key opinion leader symposium held at 3M ESPE. *Wonewok MN, 3M ESPE.*
- Abbas, G., Fleming, G. J. P., Harrington, E., Shortall, A. C. C., & Burke, F. J. T. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry*, **31(6)**, 437-444.
- Abdalla AI, El Zohairy AA, Aboushelib MMN, Feilzer AJ. (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self- etching adhesives. *Am J Dent*, **20**, 250-254.
- Abdalla, A. I., Feilzer, A. J. (2008). Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *Journal of Dentistry*, **36(8)**, 611-617.
- Abu-Salem OT. Management of occlusal caries in primary teeth using ozone. (2004). Belfast: Division of Paediatric and Preventive Dentistry School of Dentistry Faculty of Medicine and Health Sciences Queen's University. *PhD Thesis*, 1-130.
- Akdeniz BG. (2000). Modern görüntüleme yöntemleri. *A.Ü. Diş Hek Fak Derg*, **27(2)**, 271-76.
- Akgül N, Özdebak HN. (2003). Okluzal çürüklerin teşhisinde yeni bir yöntem: DIAGNOdent. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*, **13(1)**, 67-71.
- Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry?. *Compend. Contin. Educ. Dent*, **36**, 15-28.
- Alp Erdin Koyuturk, Ugur Tokay, Erhan Sari, Bilal Ozmen, Murat Cortcu, Hamdi Acar, Mustafa Ulker. (2014). Influence of the bulk fill restorative technique on microleakage and microtensile of class II restorations. *Pediatric Dental Journal Volume*, **24(3)**, 148-152
- Amaechi BT, Podoleanu AG, Komarov G, Higham SM, Jackson DA. (2004). Quantification of root caries using optical coherence tomography and microradiography: a correlational study. *Oral Health Prev Dent*, **2(4)**, 377-82.

- Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **19(6)**, 340-353.
- Anderson M, Charbeneau GT. (1985). A comparison of digital and optical criteria for detecting carious dentin. *J Prosth Dent*, **53(5)**, 643-646.
- Andrea Wagner, Michael Wendler, Anselm Petschelt, Renan Belli, Ulrich Lohbauer. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes *Journal of Dentistry*, **42(7)**, 800-807.
- Angmar-Månsson B, ten Bosch JJ. (1993). Advances in methods for diagnosing coronal caries--a review. *Adv Dent Res*, **7(2)**, 70-9.
- Angmar-Mansson BE. (1998). al-Khateb S, Tranaeus S. Caries diagnosis. *Journal of dental educatio*, **62(10)**, 771-80.
- Angmar-Månsson B, ten Bosch JJ. (2001). Quantitative light-induced fluorescence (QLF): a method for assessment of incipient caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol*, **30(6)**, 298-307.
- Aquilino, S. A., Williams, V. D. (1987). The effect of storage solutions and mounting media on the bond strenghts of a dentinal adhesive to dentin. *Dental Materials*, **3(3)**, 131-134.
- Aranha, A.M., Giro, E.M., Hebling, J., Lessa, F.C., Costa, C.A. (2010). Effects of light curing time on the cyctotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral ScievistaFOB*, **18(5)**, 461-466.
- Araújo, M. D. S. R. G., Souza, L. C. D., Apolonio, F. M., Barros, L. O., Reis, A., Loguercio, A. D., ve ark. (2015). Two-year clinical evaluation of chlorhexidine incorporation in two-step self-etch adhesive. *Journal of Dentistry*, **43(1)**, 140-148.
- Armstrong, S. R., Vargas, M. A., Fang, Q., Laffoon, J. E. (2003). Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **5(1)**, 47-56.

Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, ve ark. (2004). Resin– dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent*, **29**, 705–712.

Armstrong SR, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of micro bond strength test methods. *Dent Mater*, **26**, 50-62.

Armstrong WG. (1958). Further studies on the action of collagenase on sound and carious human dentin. *J Dent Res*, **37**, 1001-1015.

Arrais CA, Gianni M, Nakajima M, Tagam, J. (2004). Effects of additional and extended acid etching on bonding to caries-affected dentine. *Eur J Oral Sci*, **112**(5), 458-464.

Astvaldsdottir A, Holbrook WP, Tranaeus S. (2004). Consistency of Diagnodent instruments for clinical assessment of fissure caries. *Acta Odontol Scand*, **62**, 193-98.

Attal, JP, Asmussen, G, Degrange, M. (1994). Effects of surface treatment on the free surface of dentine. *Dent Mater*, **10**, 259-264.

Bab IA, Feuerstein O, Gazit D. (1997). Ultrasonic detector of proximal caries. *Caries Res*, **31**, 322.

Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. (2000a). In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Res*, **34**, 144-50.

Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. (2000b). Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *J Dent*, **28**, 179-86.

Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. (2003). In vitro validation of carious dentin removed using different excavation criteria. *Am J Dent*, **16**, 228-30.

Barkmeier WW, Hammesfahr PD, Latta MA. (1999). Bond strength of composite to enamel and dentin using Prime & Bond 2.1. *Oper Dent*, **24**, 51-6.

Bartlett JD, Beniash E, Lee DH, Smith CE. (2004). Decreased mineral content in MMP-20 null mouse enamel is prominent during the maturation stage. *J Dent Res*, **83**, 909-913.

- Bayne, S.C. (2002). Bonding to dental substrates. İçinde R.G. Craig, J.M. Powers (Ed.), Restorative dental materials. *11th ed. St Louis: Mosby Year Book*; 259-285.
- Becker TD, Agee KA, Joyce AP, Rueggeberg FA, Borke JL, Waller JL, et al. (2007). Infiltration/evaporation-induced shrinkage of demineralized dentin by solvated model adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **80(1)**, 156-65.
- Benetti A, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen M, Pallesen U. (2014). Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Oper Dent*.
- Betamar, N., Cardew, G., Van Noort, R. (2007). Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **9(2)**, 159-168.
- Birkedal-Hansen H, Moore WG, Bodden MK, Windsor LJ, Birkedal-Hansen B, DeCarlo A, Engler JA. (1993). Matrix metalloproteinases: a review. *Crit Rev Oral Biol Med*, **329**, 530-535.
- Bisco symposium. (2014). Key opinion leader symposium held at Bisco. *Chicago, IL, Bisco Inc. Ref Type: Catalog*.
- Borrow MF, Harada N, Kitasako Y, Nikaido T, Tagami J. (2005). Seven-year dentin bond strengths of a total- and self-etch system. *Eur J Oral Sci*, **113**, 265270.
- Botta, S. B. (2012). What causes durability reduction in tooth-colored resin restorations?. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **13(1)**, i-ii.
- Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin Ch, Meyer JM. (2001b). Bond strength of composite to dentin using conventional, onestep, and self-etching adhesive systems. *J Dent*. **29**, 55-61.
- Bourd-Boittin, K., Fridman, R., Fanchon, S., Septier, D., Goldberg, M., Menashi, S. (2005) Matrix metalloproteinase inhibition impairs the processing, formation and mineralization of dental tissues during mouse molar development. *Exp Cell Res*, **304(2)**, 493-505.
- Boushell, L. W., Nagaoka, H., Yamauchi, M. (2011). Increased matrix metalloproteinase-2 and bone sialoprotein response to human coronal caries. *Caries Research*, **45(5)**, 453-459.

Bowen, R.L. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, **66**, 57-64.

Brackett, M. G., Tay, F. R., Brackett, W. W., Dib, A., Dipp, F. A., Mai, S., Pashley, D. H. (2009). In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Operative Dentistry*, **34(4)**, 379-383.

Brackett, W. W., Tay, F. R., Brackett, M. G., Dib, A., Sword, R. J., Pashley, D. H. (2007). The effect of chlorhexidine on dentin hybrid layers in vivo. *Operative Dentistry*, **32(2)**, 107-111.

Bravo Cristián; Camila S. Sampaio; Ronaldo Hirata; Regina M Puppim-Rontani; Juan Ricardo Mayoral; Lluís Giner (2017). Effect of 2 % Chlorhexidine on Dentin Shear Bond Strength of Different Adhesive Systems: A 6 Months Evaluation. *Int. J. Morphol*, **35(3)**, 1140-1146,

Brenna, F. (2012). Biological Aspects: Protection of The Pulp and Dentin Adhesion. İçinde Pansecchi D, Brenna F, Ferrari P, Breschi L, Dondi dall'Orologico G, et al (Eds.). Restorative Dentistry. *St. Louis: Elsevier*, 135-221.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano. (2007). Dental Adhesion review: aging and stability of bonded. *Dental Mater*, **24**, 90-101.

Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, **24(1)**, 90-101.

Breschi, L., Cammelli, F., Visintini, E., Mazzoni, A., Vita, F., Carrilho, M., ve ark. (2009). Influence of chlorhexidine concentration on the durability of etch-andrinse dentin bonds: a 12-month in vitro study. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **11(3)**, 191.

Breschi, L., Mazzoni, A., Nato, F., Carrilho, M., Visintini, E., Tjäderhane, L., ve ark. (2010a). Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: A 2-year in vitro study. *Dental Materials*, **26(4)**, 320-325.

Breschi, L., Martin, P., Mazzoni, A., Nato, F., Carrilho, M., Tjäderhane, L., Pashley, D. H. (2010b). Use of a specific MMP-inhibitor (galardin) for preservation of hybrid layer. *Dental Materials*, **26(6)**, 571-578.

Brinckerhoff CE, Matrisian LM. (2002). Matrix metalloproteinases: a tail of a frog that became a prince. *Nat Rev Mol Cell Biol*, **3**, 207-214.

Bucuta S, Ilie N. (2014) Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk-fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*, **18**, 1991-2000.

Buonocore, M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, **34 (6)**, 849-853.

Burgess, J.O., Walker, R., Davidson, J.M. (2002) Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, **24 (5)**, 465-479.

Burrow, M. F., Sano, H., Nakajima, M., Harada, N., Tagami, J. (1996). Bond strength to crown and root dentin. *American Journal of Dentistry*, **9(5)**, 223-229.

Burrow, M.F. ve Tyas, M.J. (2007). Five-year clinical evaluation of One-Up Bond F in noncarious cervical lesions. *American Journal of Dentistry*, **20**, 361-364.

Cadenaro, M., Antonioli, F., Sauro, S., Tay, F. R., Di Lenarda, R., Prati, C., ve ark. (2005). Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, **113(6)**, 525-530.

Camargo, M. A., Marques, M. M., de Cara, A. A. (2008). Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Archives of Oral Biology*, **53(2)**, 105-108.

Campodonico, C. E., Tantbirojn, D., Olin, P. S., & Versluis, A. (2011). Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *Journal of the American Dental Association*, **142(10)**, 1176-1182.

Campos, E. A. D., Correr, G. M., Leonardi, D. P., Pizzatto, E., Morais, E. C. (2009a). Influence of chlorhexidine concentration on microtensile bond strength of contemporary adhesive systems. *Brazilian Oral Research*, **23(3)**, 340-345.

Campos, E. A., Correr, G. M., Leonardi, D. P., Barato-Filho, F., Gonzaga, C. C., Zielak, J. C. (2009b). Chlorhexidine diminishes the loss of bond strength over time under simulated pulpal pressure and thermo-mechanical stressing. *Journal of Dentistry*, **37(2)**, 108-114.



- Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. (2014). Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent*, **42(5)**, 575-581.
- Caron C, Xue J, Sun X, Simmer JP, Bartlett JD. (2001). Gelatinase A (MMP-2) in developing tooth tissues and amelogenin hydrolysis. *J Dent Res*, **80**, 1660-1664.
- Carrilho, M. R., Carvalho, R. M., Tay, F. R., Yiu, C., Pashley, D. H. (2005). Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *American Journal of Dentistry*, **18(6)**, 315-319.
- Carrilho, M. R., Carvalho, R. M., De Goes, M. F., Di Hipolito, V., Geraldeli, S., Tay, F. R., ve ark. (2007a). Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *Journal of Dental Research*, **86(1)**, 90-94.
- Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, et al. (2007b). In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res*, **86**, 529-33.
- Carrilho, M. R., Carvalho, R. M., Sousa, E. N., Nicolau, J., Breschi, L., Mazzoni, A., ve ark. (2010). Substantivity of chlorhexidine to human dentin. *Dental Materials*, **26(8)**, 779-785.
- Carvalho Carolina, Fernando Pelegrim Fernandes, Valeria da Penha Freitas, Fabiana Mantovani Gomes França, Roberta Tarkany Basting, Cecilia Pedroso Turssi, Flávia Lucisano Botelho do Amaral. (2016). Effect of green tea extract on bonding durability of an etch-and-rinse adhesive system to cariesaffected dentin. *J Appl Oral Sci*, **24(3)**, 211-7.
- Carvalho, R. M., Mendonca, J. S., Santiago, S. L., Silveira, R. R., Garcia, F. C. P., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of dental research*, **82(8)**, 597-601.
- Carvalho, A. O., Oliveira, M. T. D., Nikaido, T., Tagami, J., Giannini, M. (2012). Effect of adhesive system and application strategy on reduction of dentin permeability. *Brazilian Oral Research*, **26(5)**, 397-403.
- Castro FL, Andrade MF, Duarte Ju'nior SLL, Vaz LG, Ahid FJM. (2003). Effect of 2% chlorhexidine on microtensile bond strength of composite to dentin. *J Adhes Dent*, **5**, 129-38.

Caterina JJ, Skobe Z, Shi J, Ding Y, Simmer JP, Birkedal-Hansen H, Bartlett JD. (2002). Enamelysin (matrix metalloproteinase 20)-deficient mice display an amelogenesis imperfecta phenotype. *J Biol Chem*, **277**, 49598-49604.

Ceballos L, Camejo D, Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho R, Pashley D. (2003). Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries – affected dentine. *J Dent*, **31(7)**, 469-477.

Cenci MS, Demarco FF, Carvalho RM. (2005). Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent*, **33**, 603-610.

Cenci MS, Demarco FF, Pereira CL, Lund RG, de Carvalho RM. (2007). One-year comparison of metallic and translucent matrices in Class II composite resin restorations. *Am J Dent*, **20(1)**, 41–45.

Chaharom, M. E. E., Ajami, A. A., Kimyai, S., Abbasi, A. (2013). Effect of chlorhexidine on the shear bond strength of self-etch adhesives to dentin. *African Journal of Biotechnology*, **10(49)**, 10054-10057.

Chang YC, Yang SF, Lai CC, Liu JY, Hsieh YS. (2002). Regulation of matrix metalloproteinase production by cytokines, pharmacological agents and periodontal pathogens in human periodontal ligament fibroblast cultures. *J Periodontal Res*, **37**, 196-203.

Chang, Y. E., Shin, D. H. (2010). Effect of chlorhexidine application methods on microtensile bond strength to dentin in Class I cavities. *Operative Dentistry*, **35(6)**, 618-623.

Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. (2006). The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res*, **85(1)**, 22–32.

Chen, C., Niu, L. N., Xie, H., Zhang, Z. Y., Zhou, L. Q., Jiao, K., et al. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles?. *Journal of dentistry*, **43(5)**, 525-536.

Chersoni S, Supa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH, Prati C. (2004). Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments. *Dent Mater*, **20**, 796-803.

- Chiaraputt, S., Roongrujimek, P., Sattabanasuk, V., Panich, N., Harnirattisai, C., Senawongse, P. (2011). Biodegradation of all-in-one self-etch adhesive systems at the resin-dentin interface. *Dental Materials Journal*, **30(6)**, 814-826.
- Cho BH, Dickens SH. (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater*, **20**, 107-115.
- Chong MJ, Seow WK, Purdie DM, Wan ECV. (2003). Visual-tactile examination compared with conventional radiography, digital radiography, and diagenodent in the diagnosis of occlusal occult caries in extracted premolars. *Pediatric Dentistry*, **25**, 314-49.
- Coli P & Brannström M (1993) The marginal adaptation of four different bonding agents in Class II composite resin restorations applied in bulk or two increments. *Quintessence International*, **24(8)**, 583-591.
- Collares, F. M., Rodrigues, S. B., Leitune, V. C., Celeste, R. K., Borba de Araújo, F., Samuel, S. M. (2013). Chlorhexidine application in adhesive procedures: a meta-regression analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, **15(1)**, 11-18.
- da Rosa, W. L. D. O., Piva, E., & da Silva, A. F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, **43(7)**, 765-776.
- Daculsi G, Kerebel B, Le Cabellec M-T, Kerebel L-M. (1979). Qualitative and quantitative data on arrested caries in dentin. *Caries Res*, **13**, 190—202.
- Daculsi G, Legeros RZ, Jean A, Kerebel B. (1987). Possible physico-chemical processes in human dentin caries. *J Dent Res*, **66**, 1356—9.
- Dalkilic EE, Arisu HD, Kivanc BH, Uctasli MB, Omurlu H. (2012). Effect of different disinfectant methods on the initial microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin. *Lasers Med. Sci*, **27**:819–825.
- Dalton Bittencourt, D., Ezecelevski, I. G., Reis, A., Van Dijken, J. W., & Loguercio, A. D. (2005). An 18-months' evaluation of self-etch and etch & rinse adhesive in non-carious cervical lesions. *Acta Odontologica Scandinavica*, **63(3)**, 173-178.
- Dammaschke T, Stratmann U, Mokryk K, Kaup M, Reiner Ott KH. (2002). Reaction of sound and demineralised dentine to Carisolv in vivo and in vitro. *J Dent*, **30**, 59-65.

- Danhorn T, Fuqua C. (2007). Biofilm formation by plant-associated bacteria. *Annu Rev Microbiol*, **61**, 401-22.
- Dayan D, Binderman I, Mechanic GL. (1983). A preliminary study of activation of collagenase in carious human dentine matrix. *Arch Oral Biol*, **28**, 185-187.
- Dayangaç, B., & Özgünaltay G. (1993). Dişhekimliğinde adezyon. *Ege Üniv Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **14**, 61-64.
- Dayangaç B. (2000). Kompozit rezin restorasyonlar, *Ankara, Güneş Kitabevi*.
- Dayangaç, B. (2011). Kompozit Restorasyonlar: *Quintessence Yayıncılık*.
- Dayangaç, B. (2011). Adeziv Sistemler. (2.baskı). Kompozit Restorasyonlar. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti*.
- DeCarlo A, Engler JA. (1997). Matrix metalloproteinases: a review. *Crit Rev Oral Biol*
- Degrange ve Roulet. (1997). Minimally Invasive Restorations with Bonding. Minimally invasive restorations with bonding. *Quintessence Publishing Co Chicago* 153-176.
- de Castro FL, de Andrade MF, Duarte Júnior SL, Vaz LG, Ahid FJ. (2003). Effect of 2% chlorhexidine on microtensile bond strength of composite to dentin. *J. Adhes. Dent*, **5**, 129–138.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., ve ark. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, **82(2)**, 136-140.
- De Munck, J., Landuyt, K. V., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., Meerbeek, B. V. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, **21(11)**, 999-1007.
- De Munck, J. D., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*, **84(2)**, 118-132.
- De Munck J, Van Den Steen PE, Mine A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, Van Meerbeek B. (2009). Inhibition of enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces. *J Dent Res*, **88(12)**, 1101-1106.
- De Munck, J., Mine, A., Van den Steen, P. E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Opdenakker, G., Van Meerbeek, B. (2010). Enzymatic degradation of adhesive– dentin

interfaces produced by mild self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, **118(5)**, 494-501.

De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., ve ark. (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of Dental Research*, **91(4)**, 351-357.

De Souza AP, Gerlach RF, Line SR. (2000). Inhibition of human gingival gelatinases (MMP-2 and MMP-9) by metal salts. *Dent Mater*, **16**, 103-108.

Deari S, Wegehaupt FJ, Tauböck TT, Attin T. (2017). Influence of Different Pretreatments on the Microtensile Bond Strength to Eroded Dentin. *J Adhes Dent*, **19(2)**, 147-155.

Deng D., Yang, H., Guo, J., Chen, X., Zhang, W., Huang, C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive–dentine interfaces. *Journal of Dentistry*, **42(12)**, 1577-1585.

Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*, **28**, 87-101.

Den Besten PK, Yan Y, Featherstone JDB, Hilton JF, Smith CE, Li W. (2002). Effects of fluoride on rat dental enamel matrix proteinases. *Arch Oral Biol*, **47**, 763-770.

Dennison JB. Hamilton JC. (2005). Treatment decisions and conservation of tooth structure. *Dent Clin N Am*, **49**, 825-45.

Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M. (2004). Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil*, **31**, 1023—8.

Dos Santos, P. H., Karol, S., Bedran-Russo, A. K. (2011). Long-term nanomechanical properties of biomodified dentin–resin interface components. *Journal of Biomechanics*, **44(9)**, 1691-1694.

Duke ES, Lindemuth J. (1991). Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent*, **4**, 241-246.

Duke, E.S. (1992). Clinical studies of adhesive systems. *Operative Dentistry*, **5**, 103-110.

- Duke ES. (1993). Adhesion and its application with restorative materials. *Dental Clinics of North America*, **37(3)**, 329-40.
- Dung SZ, Gregory RL, Li Y, Stookey GK. (1995). Effect of lactic acid and proteolytic enzymes on the release of organic matrix components from human root dentin. *Caries Res*, **29**, 483–489.
- Durner, J., Obermaier, J., Draenert, M., Ilie, N. (2012) Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nanohybrid dental composites. *Dent Mater*. **28(11)**, 1146-1153.
- Dutra-Correa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyari VH, Queiroz CS. (2013). Effect of chlorhexidine on the 18-month clinical performance of two adhesives. *J Adhes Dent*, **15(3)**, 287-92.
- Eckert GJ, Platt JA. (2007). A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater*, **23(3)**, 385-91.
- ECM IV Clinical Guideline 1999.
- Ekambaram M, Yiu CK, Matinlinna JP, King NM, Tay FR. (2014). Adjunctive application of chlorhexidine and ethanol-wet bonding on durability of bonds to sound and caries-affected dentine. *J Dent*, **42(6)**, 709-19.
- Ekstrand KR, Qvist V, Thylstrup A. (1987). Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. *Caries Res*, **21**, 368–374.
- Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM. (1997). Reproducibility and accuracy of three methods for assessment of demineralization depth on the occlusal surface: an in vitro examination. *Caries Res*, **31**, 224-231.
- Ekstrand KR, Ricketts DNJ, Kidd EAM, Qvist V, Schou S. (1998). Detection, diagnosing, monitoring and logical treatment of occlusal caries in relation to lesion activity and severity.: an in vivo examination with histological validation. *Caries Res*, **32**, 247-254.
- El-Deeb, H. A., Al Sherbiney, H. H., & Mobarak, E. H. (2013). Bond durability of adhesives containing modified-monomer with/without-fluoride after aging in artificial saliva and under intrapulpal pressure simulation. *Operative Dentistry*, **38(1)**, 48-56.

- Elkassas, D. W., Fawzi, E. M., & El Zohairy, A. (2014). The effect of cavity disinfectants on the micro-shear bond strength of dentin adhesives. *European Journal of Dentistry*, **8(2)**, 184-190.
- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. C. (2012). Creep deformation of restorative resincomposites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, **28(8)**, 928-935.
- Ergücü Z, Türkün LŞ. (2006). Modern çürük teşhis yöntemleri. *TDB Dişhekimliği dergisi bilimsel ek, KasımAralık*, 15-20.
- Erhardt MC, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA. (2008). Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater*, **24**, 786-98.
- Erickson, R. L. (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operative Dentistry*, **(5)**, 81-94.
- Ersöz E, Oktay N. (2002). Alternatif çürük teşhis yöntemleri. *Atatürk Üni Diş Hek. Fak. Derg.*, **12(2)**, 56-63.
- Esteves-Oliveira M, Zzell DM, Apel C, Turbino ML, Aranha AC, Eduardo Cde P ve ark. (2007). Bond strength of self-etching primer to bur cut, Er, Cr: YSGG, and Er: YAG lased dental surfaces. *Photomed Laser Surg*, **25**, 373-80.
- Favarão J, Zanini MM, Coelho Sinhoreti MA, Flores Abuna G, Girelli Júnior C, Camilotti V, Giannini M, Mendonça MJ. (2017). Immediate and 6-month Bond Strengths of Different Adhesives in the Oral Environment. *J Adhes Dent*, **18**, 475-481.
- Featherstone JD.(2000) The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc*, **131**, 887-899.
- Feitosa, V. P., Leme, A. A., Sauro, S., Correr-Sobrinho, L., Watson, T. F., Sinhoreti, M. A., Correr, A. B. (2012). Hydrolytic degradation of the resin–dentine interface induced by the simulated pulpal pressure, direct and indirect water ageing. *Journal of Dentistry*, **40(12)**, 1134-1143.
- Feitosa, V. P., Pomacóndor-Hernández, C., Oglari, F. A., Leal, F., Correr, A. B., Sauro, S. (2014a). Chemical interaction of 10-MDP (methacryloyloxi-decyldihydrogenphosphate) in zinc-doped self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, **42(3)**, 359-365.

- Fernando de Goes, Mario; Sanae Shinohara, Mirela; Santiago Freitas, Marcela. (2014). Performance of a New One-step Multi-mode Adhesive on Etched vs. Non-etched Enamel on Bond Strength and Interfacial Morphology. *Journal of Adhesive Dentistry*, **16(3)**, 243-250.
- Ferracane JL. (1995) Materials in dentistry: principles and applications, J.B. *Lippincott, Philadelphia*.
- Ferracane, J. L., Mitchem, J. C., Condon, J. R., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*, **76(8)**, 1508-1516.
- Ferracane, J. L., Berge, H. X., & Condon, J. R. (1998). In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of biomedical materials research*, **42(3)**, 465-472.
- Ferreira, R. C., Caldas, J., Paula, G. A., Albuquerque, R. C., Almeida, C. M., Vasconcellos, W. A., et al. (2011). Influence of Surface Area and Geometry of Specimens on Bond Strength in a Microtensile Test: An Analysis by the Three-Dimensional Finite Element Method. *Journal of Prosthodontics*, **20(6)**, 456-463.
- Finger, W. J. (1988). Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent*, **1**, 184-188.
- Fisher FJ. (1972). The treatment of carious dentine. *Br Dent J*, **150**, 159-162.
- Fisher RG., Ronald P. Quintana, Margaret A. Boulware. (1975). Surface-Chemical Studies on Chlorhexidine and Related Compounds: 1. Effects at Air-Water, n-Hexane-Water, and Hydroxyapatite-Water Interfaces. *Journal of Dental Research*, **54(1)**.
- Flury S., Anne Peutzfeldt, Adrian Lussi. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, **30(10)**, 1104–1112.
- Fonseca Beatriz Maria, Eduardo Bresciani, César Rogério Pucci, Daphne Camara Barcellos, Maria Amélia Máximo de Araújo. (2017). Influence of chlorhexidine on longitudinal bond strength to dentin: in vitro study. *Braz Dent Sci*, **20(1)**.



Forgerini, Tamires Vercelino; Ribeiro, Jéssica Fogliato; de Oliveira Rocha, Rachel; Maxnuck Soares, Fabio Zovico; Lenzi, Tathiane Larissa. (2017). Role of Etching Mode on Bonding Longevity of a Universal Adhesive to Eroded Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **19(1)**, 69-75.

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. (1992). Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, **8**, 265-269.

Fracaro MS, Seow WK, McAllan LH, Purdie DM. (2001). The sensitivity and specificity of clinical assessment compared with bitewing radiography for detection of occlusal dentin caries. *Pediatr Dent*, **23(3)**, 204-10.

Francescut P, Zimmerli B, Lussi A. (2006). Influence of different storage methods on laser fluorescence values: a two-year study. *CariesRes*, **40(3)**, 181-5.

Francisca Daniele Jardimino Silame, Gizele de Pádua Geraldeli, Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza, Jean-Francois Roulet, Saulo Geralde. (2017). Dentin  $\mu$ TBS and Hardness of Bulk-fill and Conventional Composites Placed in a Box-shaped Cavity Preparation. *J Adhes Dent*, **19**, 395–400.

Frankenberger, R. ve Tay, F.R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, **21**, 397–412.

Frattes, Fabiana Cares; Augusto, Marina Gullo; Gomes Torres, Carlos Rocha; Pucci, Cesar Rogério; Borges, Alessandra Bühler. (2017). Bond Strength to Eroded Enamel and Dentin Using a Universal Adhesive System. *Journal of Adhesive Dentistry*, **19(2)**, 121-127.

Fritz, U.B. ve Finger, W.J. (1999). Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *American Journal of Dentistry*, **12**, 277-282.

Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N (2011). Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater*, **27**, 1079–1085.

Fukae M, Kaneko I, Tanabe T, Shimizu M. (1991). Metalloproteinases in the mineralized compartments of porcine dentine as detected by substrate-gel electrophoresis. *Arch Oral Biol*, **36**, 567-573.

- Fundingsland, J.W., Aasen, S.M., Bodger, P.D. ve Cernhous J.J. (1992). The effect of high humidity on adhesion to dentine. *Journal of Dental Research*, **71**, 665 (abstract 1199)
- Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent*, **42(4)**, 439-49.
- Furukawa K, Inai N, Tagami J. (2002). The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by in direct resin composite. *Dent Mater*, **18**, 136-142.
- Furukawa, M., Shigetani, Y., Finger, W. J., Hoffmann, M., Kanehira, M., Endo, T., Komatsu, M. (2008). All-in-one self-etch model adhesives: HEMA-free and without phase separation. *Journal of Dentistry*, **36(6)**, 402-408.
- Fusayama T. (1979). Two layers of carious dentin: diagnosis and treatment. *Oper Dent*, **4(2)**, 63-70.
- Fusayama T. (1988). Clinical guide for removing caries using a caries-detecting solution. *Quintessence Int*, **19**, 397-401.
- Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. (1966). Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, **45(4)**, 1033-1046.
- Fusayama T. (1991). Intratubular crystal deposition and remineralization of carious dentin. *J Biol Buccale*, **19**, 255-262.
- Fusayama T. (1992). Total etch technique and cavity isolation. *J Esthet Dent*, **4(4)**, 105-109.
- Fusayama T. (1993). A simple pain-free adhesive restorative by system by minimal reduction and total etching. *Tokyo: Ishiyaku EuroAmerica*.
- Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. (1996). Relationship between hardness discoloration and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, **45(4)**, 1033-1046.
- Gale MS, Darvell BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, **27**, 89-99.
- Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. (2007). Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent*, **35**, 371-376.

- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. F. (2013). Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-fill Flowable Composite Resins. *Operative dentistry*.
- Gendron, R., Grenier, D., Sorsa, T., Mayrand, D. (1999). Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8, and 9 by chlorhexidine. *Clinical and Diagnostic Laboratory Immunology*, **6(3)**, 437-439.
- Ghassemieh, E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, **24(4)**, 536-547.
- Giacomini MC, PMC Scaffa, LP Chaves, CMP Vidal, TN Machado, HM Honório, L Tjäderhane, L Wang. (2017). Role of Proteolytic Enzyme Inhibitors on Carious and Eroded Dentin Associated With a Universal Bonding System. *Operative Dentistry*, **42(6)**, E188-E196.
- Glermo P. (1989). Chlorhexidine and related compounds. *J Dent Res*, **68**, 1602-1608.
- Godoy GF, Hicks MJ. (2008). Maintaining the integrity of the enamel and remineralization preventive agents in enamel demineralization surface: The role of dental biofilm, saliva and remineralization. *J Am Dent Assoc*, **139**, 25-34.
- Goracci G. (1996). Quality of bonding agents: a SEM study. *Bologna International Symposium 1996*.
- Goracci, C., Sadek, F. T., Monticelli, F., Cardoso, P. E., Ferrari, M. (2004). Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dental Materials*, **20(7)**, 643-654.
- Greenstein G, Berman C, Jaffin R. (1986). Chlorhexidine an adjunct to periodontal therapy. *J. Periodontal*. **57(6)**, 370-377.
- Gunaydin Z, AR Yazici, ZC Cehreli. (2016). In Vivo and In Vitro Effects of Chlorhexidine Pretreatment on Immediate and Aged Dentin Bond Strengths. *Operative Dentistry*, **41(3)**, 258-267.
- Gündüz K. (2006). Çürüklü ve remineralize edilmiş dişlerde ECM'nin diğer yöntemlerle in-vitro olarak karşılaştırılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Samsun*.

Gürğan S, Bolay S, Kiremitçi A. (1999). Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J. Oral Rehabil*, **26**, 836–840.

G.V. BLACK (1914). Classification of cavity.

Gwinnett AJ, Kanca. (1992). Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent*, **5**, 73-77.

Gwinnett AJ. (1992). Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. *Am J Dent*, **5**, 127-129.

Haj-Ali R, Walker M, Williams K, Wang Y, Spencer P. (2006). Histomorphologic characterization of noncarious and caries-affected dentin/adhesive interfaces. *J. Prosthodont*, **15**, 82-88.

Hall A, Girkin JM. (2004). A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. *J Dent Res*, **83**, 89-94.

Hall R, Septier D, Embery G, Goldberg M. (1999). Stromelysin-1 (MMP-3) in forming enamel and predentine in rat incisor-coordinated distribution with proteoglycans suggests a functional role. *Histochem J*, **31**, 761-770.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, & De Munck J (2012) Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, **40(6)**, 175-184.

Hannig, M., Reinhardt, K.J. ve Bott, B. (1999). Self-etching primer and phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry*, **24**, 172–180.

Hashimoto, M., Ohno, H., Kaga, M., Endo, K., Sano, H. ve Oguchi H. (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, **79**, 1385-1391.

Hashimoto, M., Ohno, H. ve Sano, H. (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Material Research*, **63**, 306-311.

Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Kaga, M., Oguchi, H. (2003). In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, **24(21)**, 3795-3803.

- Hashimoto, M., Ohno, H., Yoshida, E., Hori, M., Sano, H., Kaga, M. ve Oguchi, H. (2003). Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. *European Journal of Oral Sciences*, **111**, 447–453.
- Hashimoto, M., Sano, H., Yoshida, E., Hori, M., Kaga, M., Oguchi, H., Pashley, D. H. (2004). Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Operative Dentistry*, **29(4)**, 416-423.
- Hashimoto, M., Fujita, S., Kaga, M., Yawaka, Y. (2007). In vitro durability of one-bottle resin adhesives bonded to dentin. *Dental Materials Journal*, **26(5)**, 677-686.
- Hashimoto M., Fujita S, Nagano F, Ohno H, Endo K. (2010a). Ten-years degradation of resin-dentin bonds. *Eur J Oral Sci*, **118**, 404-410.
- Hashimoto M. (2010b). A Review- Micromorphological evidence of degradation in resindentin bonds and potential preventional solutions. *Appl Biomater*, **92**, 268-280.
- Hashimoto, M., Nagano, F., Endo, K., Ohno, H. (2011). A review: biodegradation of resin–dentin bonds. *Japanese Dental Science Review*, **47(1)**, 5-12.
- Hashimoto M. Fujita S, Endo K. (2011). Bonding of self etching adhesives on dehydrated dentin. *J Adhes Dent*, **13**, 49-54.
- Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR. (2005). Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res*, **84(8)**, 741-6.
- Heintze SD, Bluck U, Göhring TN, et al. (2009). Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of Class V restorations. *Dent Mater*, **25**, 605–620.
- Heintze, S. D., Ruffieux, C., & Rousson, V. (2010). Clinical performance of cervical restorations—a meta-analysis. *Dental Materials*, **26(10)**, 993-1000.
- Heintze, S. D., Zimmerli, B. (2011). Relevance of In Vitro Tests of Adhesive and Composite Dental Materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, **121(11)**, 1024-1032.
- Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, **29(1)**, 59-84.
- Heintze, S. D., Rousson, V., & Mahn, E. (2015). Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results—A meta-analysis. *Dental Materials*, **31(4)**, 423-434.

- Hibst R., Gall R. (1998). Development of a diode laser based fluorescence caries detector. *Caries Res*, **32(4)**, 294.
- Hibst R., Paulus R. (2000). Molecular basis of red excited caries fluorescence. *Caries Res*, **34**, 325.
- Hibst R.; Robert Paulus; Adrian Lussib. (2001). Detection of Occlusal Caries by Laser Fluorescence: Basic and Clinical Investigations. *Medical Laser Application*, **16(3)**, 205-213.
- Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. ve Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. FDI Commission Project. *International Dental Journal*, **48**, 3-16.
- Hickel, R., Roulet, J.F., Bayne, S., Heintze, S.D., Mjör, I.A., Peters, M., Rousson, V., Randall, R., Schmalz, G., Tyas, M. ve Vanherle, G. (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, **11**, 5-33.
- Hinze H, Wenzel A, Jones C. (1994). In vitro comparison of D- and E- speed film radiography, RVG and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries Res*, **28**, 363-67.
- Hiraishi N, Yiu CK, King NM, Tay FR (2010). Effect of chlorhexidine incorporation into a self-etching primer on dentine bond strength of a luting cement. *J Dent*, **38(6)**, 496-502.
- Hosaka, K., Nakajima, M., Takahashi, M., Itoh, S., Ikeda, M., Tagami, J., Pashley, D. H. (2010). Relationship between mechanical properties of one-step selfetch adhesives and water sorption. *Dental Materials*, **26(4)**, 360-367.
- Hosoya Y, Matsuzaka K, Inoue T, Marshall GW. (2004). Influence of tooth polishing pastes and sealants on DIAGNOdent values. *Quintessence International*, **35(8)**, 605-611.
- Hosoya Y, Taguchi T, Tay FR. (2007). Evaluation of a new caries detecting dye for primary and permanent carious dentin. *J Dent*, **35**, 137-43.
- Hu, L., Xiao, Y. H., Fang, M., Gao, Y., Huang, L., Jia, A. Q., Chen, J. H. (2015). Effects of Type I Collagen Degradation on the Durability of Three Adhesive Systems in the Early Phase of Dentin Bonding. *PLOS One*, **10(2)**, 1-12.

Hunter, B. (1985). Survival of dental restorations in young patients. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, **13**, 285-287.

Huysmans DNJM, Longbottom C, Pitts NB. (1998). Electrical methods in occlusal caries diagnosis: an in vitro comparison with visual inspection and bite-wing radiography. *Caries Res*, **32**, 324-29.

Ilie, N., Hickel, R. (2007). Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite. *Am J Dent*, **20(4)**, 263-268.

Ilie N, Hickel R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater*, **27**, 348-355.

Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, **38(6)**, 618-625.

Ilie N, Schöner C, Bücher K, Hickel R. (2014). An in-vitro assessment of the shear bond strength of bulk-fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent*, **42(7)**, 850-5.

Ingman T, Tervahartiala T, Ding Y, Tschesche H, Haerian A, Kinane DF, ve ark. (1996). Matrix metalloproteinases and their inhibitors in gingival crevicular fluid and saliva of periodontitis patients. *J Clin Periodontol*, **23**, 1127-1132.

Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H. ve Van Meerbeek, B. (2001). Microtensile bond strength of eleven contemporary modern adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **3**, 237-245.

Inoue, S., Vargas, MA., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H. ve Van Meerbeek, B. (2003). Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *American Journal of Dentistry*, **16**, 329-334.

Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., De Munck, J., Nagakane, K., Suzuki, K., ve ark. (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, **84(12)**, 1160-1164.

International Organization for Standardization. (1994). ISO TR 11405, Guidance on testing of adhesion to tooth structure. *Dent Mater*.

Ismail AI. (1997). Clinical diagnosis of precavitated carious lesions. *Community Dent Oral Epidemiol*, **25**, 13-23.

Ito S, Saito T, Tay FR, Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley DH. (2005). Water content and apparent stiffness of non-carious versus caries-affected human dentin. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*, **72B**, 109—16.

Itoh, S., Nakajima, M., Hosaka, K., Okuma, M., Takahashi, M., Shinoda, Y., ve ark. (2010). Dentin bond durability and water sorption/solubility of one-step selfetch adhesives. *Dental Materials Journal*, **29(5)**, 623-630.

Jo E. Frencken, Soraya Coelho Leal and Maria Fidela Navarro. (2012). Twenty-five-year atraumatic restorative treatment (ART) approach: a comprehensive overview. *Clin Oral Investig*, **16(5)**, 1337–1346.

Johansson E, Claesson R, Van Dijken J. (2009). Antibacterial effect of ozone on cariogenic bacterial species. *Journal of Dentistry*, **37(6)**, 449 – 53 89.

Katz S, Park KK, Palenick CJ. (1987). In vitro root surface caries studies. *J Oral Med*, **42**, 40-48.

Kenshima, S., Reis, A., Uceda-Gomez, N., Tancredo, L. L., Nogueira, F. N., & Loguercio, A. D. (2004). Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *The journal of adhesive dentistry*, **7(2)**, 117-126.

Kenshima, S., Reis, A., Uceda-Gomez, N., Tancredo, L. D. L. F., Nogueira, F. N., & Loguercio, A. D. (2005). Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **7(2)**.

Kerkelä E, Saarialho-Kere U. (2003). Matrix metalloproteinases in tumor progression: focus on basal and squamous cell skin cancer. *Exp Dermatol*, **12**, 109-125.

Ketley CE, Holt RD. (1993). Visual and radiographic diagnosis of occlusal caries in first permanent molars and in second primary molars. *Br Dent J*, **174**, 364-370.

Kidd EA, Pitts NB. (1990). A reappraisal of the value of the bitewing radiograph in the diagnosis of posterior approximal caries. *Br Dent J*, **169(7)**, 195-200.



Kidd EA, Ricketts DN, Beighton D. (1996). Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbiological study. *Br Dent J*, **180(8)**, 287-291.

Kidd EA. (2004). How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res*, **38(3)**, 305-313.

Kidd EAM, Bechal SJ, Smith MM, Smith SR. (1989). The use of a caries detector dye in cavity preparation. *Br Dent J*, **167(4)**, 132-134.

Kidd EAM, Smith BGN. (1990). *Pickard's Manual of Operative Dentistry*. Sixth edition ed. *Oxford: Oxford University Pres.*

Kidd EAM, Ricketts DNJ, Pitts NB. (1993). Occlusal caries diagnosis: a changing challenge for clinicians and epidemiologists. *J Dent*, **21**, 323-331.

Kim, J., Uchiyama, T., Carrilho, M., Agee, K. A., Mazzoni, A., Breschi, L., ve ark. (2010a). Chlorhexidine binding to mineralized versus demineralized dentin powder. *Dental Materials*, **26(8)**, 771-778.

Kim, J., Gu, L., Breschi, L., Tjäderhane, L., Choi, K. K., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2010b). Implication of ethanol wet-bonding in hybrid layer remineralization. *Journal of Dental Research*, **89(6)**, 575-580.

Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani, Zilm PS. (2008). The inability of *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus acidophilus* to form a biofilm in vitro on dentine pretreated with ozone. *Aust Dent J*, **53**, 349-53.

King, N. M., Tay, F. R., Pashley, D. H., Hashimoto, M., Ito, S., Brackett, W. W., ve ark. (2005). Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. *American Journal of Dentistry*, **18(2)**, 126-34.

Komori PC, Pashley DH, Tjäderhane L, Breschi L, Mazzoni A, de Goes MF, Wang L, Carrilho MR. (2009). Effect of 2% chlorhexidine digluconate on the bond strength to normal versus caries-affected dentin. *Oper Dent*, **34(2)**, 157-65.

Koray F. Diş çürükleri. İstanbul, *Dünya Kitapevi*, 1981.

Korkmaz Y, Baseren M. (2008) Effect of antibacterial varnishes applied to root dentin on shear bond strength of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*, **33**, 65-71.

- Kovarik, R. E., & Ergle, J. W. (1993). Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *The Journal of prosthetic dentistry*, **69**(6), 557-560.
- Krejci I, Häusler T, Sägesser D, Lutz F. (1994). New adhesives in class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater*, **10**, 331-335.
- Kreulen, C.M., Tobi, H., Gruythuysen, R.J.M., Van Amerongen, W.E. ve Borgmeijer, P.J. (1998). Replacement risk of amalgam treatment modalities:15-year results. *Journal of Dentistry*, **26**, 627-632.
- Kubo, S., Kawasaki, K., Yokota, H., & Hayashi, Y. (2006). Five-year clinical evaluation of two adhesive systems in non-cariou cervical lesions. *Journal of Dentistry*, **34**(2), 97-105.
- Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. (1977). Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res*, **56**,1233-1237.
- Kudiyirickal M, Ivancakova R. (2008). Early enamel lesion part I. Classification and detection. *ACTA Medica*, **51**(3), 145-49.
- Kuhnisch J, Dietz W, Stosser L, Hickel R, Heinrich-Weltzien R. (2007). Effects of dental probing on occlusal surfaces-a scanning electron microscopy evaluation. *Caries Re*, **41**(1), 43-8.
- Kusdemir Mahmut, Ali Rıza Çetin, Alev Özsoy, Tuğba Toz, Funda Öztürk Bozkurt & Mutlu Özcan. (2016). Does 2% chlorhexidine digluconate cavity disinfectant or sodium fluoride/hydroxyethyl methacrylate affect adhesion of universal adhesive to dentin? *Journal of Adhesion Science and Technology*, **30**(1), 13-23.
- Lafuente, D. (2012). SEM analysis of hybrid layer and bonding interface after chlorhexidine use. *Operative Dentistry*, **37**(2), 172-180.
- Lambert E, Dasse E, Haye B, Petitfrere E. (2004). TIMPs as multifacial proteins. *Crit Rev Oncol Hematol*, **49**, 187-198.
- Lamont, T. (2012) Lower concentration of chlorhexidine and cetyl-pyridinium chloride mouthwash demonstrates some efficacy. *The Journal of Evidence-Based Dental Practice*, **13**(2), 52-53.

- Landuyt KLV, Mine A, Munck JD, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, Meerbeek BV. (2009). Are one-step adhesives easier to use and better performing? multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent*, **11**, 175-190.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, **98(2)**, 129-140.
- Lee C, Darling CL, Fried D. (2009). Polarization-sensitive optical coherence tomographic imaging of artificial demineralization on exposed surfaces of tooth roots. *Dental Materials*, **25**, 721-28.
- Lee, J. J., Nettey-Marbell, A., Cook, A., Pimenta, L. A., Leonard, R., & Ritter, A. V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association*, **138(12)**, 1599-160.
- Lehmann, N., Debret, R., Romeas, A., Magloire, H., Degrange, M., Bleicher, F., ve ark. (2009). Self-etching increases matrix metalloproteinase expression in the dentin-pulp complex. *Journal of Dental Research*, **88(1)**, 77-82.
- Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J. (1998). Metaanalytic review of factors involved in dentin adherence. *Journal of Dental Research*, **77**, 944-944.
- Lenzi TL, Tedesco TK, Soares FZ, Loguercio AD, Rocha Rde O. (2012a). Chlorhexidine does not increase immediate bond strength of etch-and-rinse adhesive to caries-affected dentin of primary and permanent teeth. *Braz. Dent. J*, **23**, 438-442.
- Lenzi, T. L., Soares, F. Z. M., Rocha, R. D. O. (2012b). Degradation of resin dentin bonds of etch-and-rinse adhesive system to primary and permanent teeth. *Brazilian Oral Research*, **26(6)**, 511-515.
- Lin, A., McIntyre, N. S., & Davidson, R. D. (1992). Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *Journal of Dental Research*, **71(11)**, 1836-1841.
- Listl S, Galloway J, Mossey PA, Marcenes W. (2015). Global Economic Impact of Dental Diseases. *J Dent Res*. 2015 Oct; **94(10)**:1355-61.

- Liu, Y., Tjäderhane, L., Breschi, L., Mazzoni, A., Li, N., Mao, J., ve ark. (2011). Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *Journal of Dental Research*, **90(8)**, 953-968.
- Llano E, Pendas AM, Knauper V, Sorsa T, Salo T, Salido E, ve ark. (1997). Identification and structural and functional characterization of human enamelysin (MMP-20). *Biochemistry*, **36**, 15101-15108.
- Lodovici E, Reis A, Geraldeli S, Ferracane JL, Ballester RY, Filho LER. (2009). Does adhesive thickness affect resin-dentin bond strength after thermal/load cycling? *Oper Dent*, **34(1)**, 58-64.
- Loguercio, A. D., Stanislawczuk, R., Polli, L. G., Costa, J. A., Michel, M. D., Reis, A. (2009). Influence of chlorhexidine digluconate concentration and application time on resin–dentin bond strength durability. *European Journal of Oral Sciences*, **117(5)**, 587-596.
- Loguercio AD, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Szesz AL, Cuadros-Sánchez J, Reis A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Oper Dent*, **39(6)**, 652-62.
- Longbottom C, Huysmans MCDNJM. (2004). Electrical measurements for use in caries clinical trials. *J Dent Res*, **83**, 76-79.
- Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. (2003). Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Braz Oral Res*, **17**, 171-175.
- Lopes, G.C., Marson, F.C., Vierira, L.C., De Caldeira, A.M. ve Baratieri, L.N. (2004). Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Operative Dentistry*, **29**, 424–429.
- Lussi A. (1991). Validity of diagnostic and treatment decisions of fissure caries. *Caries Res*, **25**, 296–303.
- Lussi A. (1993). Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries Res*, **27(5)**, 409-16.
- Lussi A. (1997). Comparison of different methods for the diagnosis of fissure caries without cavitation. *Caries Res*. **27(5)**, 409-16.

- Lussi A, Imwinkelried S, Pitts NB, Longbottom C, Reich E. (1999). Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries: in vitro. *Caries Res*, **33**, 261-66.
- Lussi A, Francescut P. (2003). Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries on deciduous teeth. *Caries Res*, **37**, 2-7.
- Lussi A. (2004). Fissür çürüklerinde yeni ve geleneksel tanı yöntemleri. *Quintessence Türkçe*, **1**, 13-21.
- Lussi A. (2006). Çürük teşhis yöntemleri. In: Wilson NHF, Roulet JF, Fuzzi M, editors. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler. *Quintessence books*.
- Lussi A, Angmar-Mansson B. (2008). Additional diagnostic measures. In: O. Fejerskov, E. Kidd and E. A. M. Kidd. Dental caries: the disease and its clinical management. Ames, USA: WileyBlackwell, 89-99.
- Malacarne, J., Carvalho, R. M., de Goes, M. F., Svizero, N., Pashley, D. H., Tay, F. R., ve ark. (2006). Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials*, **22(10)**, 973-980.
- Manfro AR, Reis A, Loguercio AD, Imperato JC, Raggio DP. (2012). Effect of different concentrations of chlorhexidine on bond strength of primary dentin. *Pediatr Dent* **34**, e11-e15.
- Manfroi, Fernanda Borguetti Maurem Leitão Marcondes, Deise Caren Somacal, Gilberto Antonio Borges, Luiz Henrique Burnett Júnior and Ana Maria Spohr. (2016). Bond Strength of a Novel One Bottle Multi-mode Adhesive to Human Dentin After Six Months of Storage. *The Open Dentistry Journal*, **10**, 268-277.
- Manisalı Y, Koray F. (1982). Ağız-diş Embriyolojisi ve Histolojisi. *İstanbul: Yenilik Basımevi*.
- Marsh PD. (1995). The role of microbiology in models of dental caries. *Adv Dent Res*, **9(3)**, 244-54.
- Marshall GW, Jr, Balooch M, Kinney JH, Marshall SJ. (1995). Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *J Biomed Mater Res*, **29(11)**, 1381-7.
- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, **25(6)**, 441-458.

Marshall S. J, Bayne S. C, Baier R, Tomsia A. P, Marshall G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, **26(2)**, e11-16.

Marshall G W. (2012). The Oral Environment. Craig's Restorative Dental Materials. 13. edition Phedelphia. Mosby, **5(23)**. 329:530±535, 1993.

Martin-De Las Heras S, Valenzuela A, Overall CM. (2000). The matrix metalloproteinase gelatinase A in human dentin. *Arch Oral Biol*, **45**, 757–765.

Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, **24(3)**, 217-222.

Mazur Rui Fernando, Janaína Bertoncelo de Almeida, Juliana Maria Habith Martin, Paulo Cesar Soares, Danilo Biazzetto de Menezes Caldas, Evelise Machado de Souza. (2009). microtensile bond strength of adhesivesystems of single and multiple steps. *Rev Clín Pesq Odontol*, **5(2)**, 89-94.

Mazur RF., JB de Almeida, JMH Martin. (2017). Microtensile bond strength of adhesive systems of single and multiple steps. *Archives of Oral*, periodicos.

Mazzoni, A., Pashley, D. H., Nishitani, Y., Breschi, L., Mannello, F., Tjäderhane, L., ve ark. (2006). Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*, **27(25)**, 4470-4476.

Mazzoni A, Mannello F, Tay FR, Tonti GA, Papa S, Mazzotti G, ve ark. (2007). Zymographic analysis and characterization of MMP-2 and -9 isoforms in human sound dentin. *J Dent Res*, **86**, 436–40.

Mazzoni, A., Pashley, D. H., Tay, F. R., Gobbi, P., Orsini, G., Ruggeri, A., ve ark. (2009). Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: Correlative FEI-SEM/TEM analysis. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, **88(3)**, 697-703.

Mazzoni, A., Carrilho, M., Papa, V., Tjäderhane, L., Gobbi, P., Nucci, C., ve ark. (2011). MMP-2 assay within the hybrid layer created by a two-step etch-and-rinse adhesive: biochemical and immunohistochemical analysis. *Journal of Dentistry*, **39(7)**, 470-477.

- Mazzoni, A., Nascimento, F. D., Carrilho, M., Tersariol, I., Papa, V., Tjäderhane, L., ve ark. (2012). MMP activity in the hybrid layer detected with in situ zymography. *Journal of Dental Research*, **91(5)**, 467-472.
- Mazzoni, A., Scaffa, P., Carrilho, M., Tjäderhane, L., Di Lenarda, R., Polimeni, A., Breschi, L. (2013a). Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *Journal of Dental Research*, **92(1)**, 82-86.
- Mazzoni, A., Angeloni, V., Apolonio, F. M., Scotti, N., Tjäderhane, L., Tezvergil-Mutluay, A., ve ark. (2013b). Effect of carbodiimide (EDC) on the bond stability of etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, **29(10)**, 1040-1047.
- McComb D, Tam LE. (2001). Diagnosis of occlusal caries: Part I. Conventional methods. *J Dent Assoc*, **67(8)**, 454-57.
- Meiers JC, Kresin JC. (1996) Cavity disinfectants and dentin bonding. *Oper. Dent*, **21**, 153-159.
- Melo de MA, Diego da Costa Goes, Maria Denise Rodrigues de-Moraes, Sérgio Lima Santiago, Lidiany Karla Azevedo Rodrigues. (2013). Effect of chlorhexidine on the bond strength of a self-etch adhesive system to sound and demineralized dentin. *Braz. oral res*, **27-3**.
- Mendes FM, Hissadomi M, Imparato JCP. (2004). Effects of drying time and presence of plaque on the in vitro performance of laser florescence in occlusal caries of primary teeth. *Caries Res*, **38**, 104-8.
- Miguez, P.A., Castro, P.S., Nunes, M.F., Walter, R. ve Pereira, P.N. (2003). Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, **5**, 107-112.
- Mine, A., De Munck, J., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Van Ende, A., ve ark. (2014). Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dental Materials*, **30(10)**, 1147-1153.
- Mitchem, J. C., & Gronas, D. G. (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *The Journal of the American Dental Association*, **113(2)**, 285-287.

Mitra SB, Lee CY, Bui HT, Tantbirojn D, & Rusin RP. (2009). Long-term adhesion and mechanism of bonding o a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dental Materials*, **25(4)**, 459-466.

Mitsui, F. H. O., Peris, A. R., Cavalcanti, A. N., Marchi, G. M., & Pimenta, L. A. F. (2006). Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. *Operative dentistry*, **31(2)**, 240-247.

Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent*, **11**, 118122.

Miyazaki, M., Sato, M. ve Onose, H. (2000). Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Operative Dentistry*, **25**, 75–80.

Mjör, I.A. (1989). Amalgam and composite resin restorations: Longevity and reasons for replacement. Đçinde K. Anusavice. (Ed.). Quality evaluation of dental restorations. *Chicago. Quintessence*; 61-80.

Mobarak EH, El-Korashy DI, Pashley DH. (2010). Effect of chlorhexidine concentrations on micro-shear bond strength of self-etch adhesive to normal and caries-affected dentin. *American Journal of Dentistry*, **23(4)**, 217-222.

Mobarak, E.H. (2011) Effect of chlorhexidine pretreatment on bond strength durability of caries-affected dentin over 2-year aging in artificial saliva and under simulated intrapulpal pressure. *Oper Dent*, **36 (6)**, 649-660.

Mohsen NM, Craig RG, Filisko FE. (2001). The effects of moisture on the dielectric relaxation of urethane dimethacrylate polymer and composites. *J Oral Rehabil*, **28**, 376-392.

Montagner, A. F., Sarkis-Onofre, R., Pereira-Cenci, T., Cenci, M. S. (2014). MMP Inhibitors on Dentin Stability A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*, **93(8)**, 733-743.

Monteiro TM, Basting RT, Turssi CP, França FM, Amaral FL. (2013). Influence of natural and synthetic metalloproteinase inhibitors bonding durability of an etch-and-rinse adhesive to dentin. *Int J Adhes Adhes*, **47**, 83-8.



Moon Peter C, Jared Weaver, Carol N Brooks. (2010). Review of Matrix Metalloproteinases' Effect on the Hybrid Dentin Bond Layer Stability and Chlorhexidine Clinical Use to Prevent Bond Failure. *Open Dent J*, 4, 147–152.

Moore DJ, Wilson NHF. (2001). A review of modern non-invasive systems for caries detection. *CPD Dentistry*, 2(3), 86-90.

Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, 40, 500–5.

Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., ve ark. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.

Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895-910.

Moszner, N., Fischer, U. K., Ganster, B., Liska, R., & Rheinberger, V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 24(7), 901-907.

Mowery Jr, A. S., Parker, M., & Davis, E. L. (1987). Dentin bonding: the effect of surface roughness on shear bond strength. *Operative dentistry*, 12(3), 91-94.

Muhtaroglu S. (2006). Matriks metalloproteinazlar. [www.biyokimya-pinari.com/dokumanlar/matriksmetalloppt](http://www.biyokimya-pinari.com/dokumanlar/matriksmetalloppt).

Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Meerbeek BV. (2005). A critical review of durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-132.

Munoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404-411.

Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A. L., Reis, A., Loguercio, A. D., ve ark. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of dentistry*, 42(5), 595-602.

Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, & Loguercio AD. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, **18(3)**, 282-292.

Müller P, Guggenheim B, Schmidlin PR. Efficacy of gasiform ozone and photodynamic therapy on a multispecies oral biofilm in vitro. *Eur J oral Sci*, **115**, 77-80.

Nair MK, Ludlow JB, Tyndall DA. (1998). Periodontitis detection efficacy of film and digital images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. Endod*, **85**, 608-12.

Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, **16(3)**, 265-273.

Nakabayashi N. (1985). Bonding of restorative materials to dentine. *The present status in Japan Int Dent J*, **35(2)**, 145-154.

Nakabayashi, N., & Saimi, Y. (1996). Bonding to intact dentin. *Journal of Dental Research*, **75(9)**, 1706-1715.

Nakajima, M. H. Sano, M.F. Burrow, J. Tagami, M. Yoshiyama, S. Ebisu, B. Ciucchi, C.M. Russel, D.H. Pashley. (1995). Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res*, **74** pp. 1679-1688.

Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J, & Pashley DH. (1999). Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. cariesaffected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *Journal of Dental Research*, **78(7)**, 1298-1303.

Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. (2000). Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Oper Dent*, **25**, 2—10.

Nakajima M, Kitasako Y, Okuda M, Foxton RM, Tagami J. (2005). Elemental distributions and microtensile bond strength of adhesive interface to normal and caries affected dentin. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, **72(B)**, 268-275.

Nakajima Masatoshi, Sitthikorn Kunawarote, Taweesak Prasansuttiorn, Junji Tagami. (2011). Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dental Science Review*, **47(2)**, August, Pages 102-114

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, **62(10)**, 1076-81.

Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. (2005). Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries affected and intact dentin in primary teeth. *J Adhes Dent*, **136(4)**, 477-483.

Nascimento GG, Marcos Britto Correa, Niek Opdam, Flávio Fernando Demarco. (2013) Do Clinical Experience Time and Postgraduate Training Influence the Choice of Materials for Posterior Restorations? Results of Survey with Brazilian General Dentists. *Brazilian Dental Journal*, **24(6)**, 642-646.

Navarro LF, Puy CL, Godoy FG. (2008). Diagnostic performance of radiovisiography in combination with a diagnosis assisting program versus conventional radiography and radiovisiography in basic mode and with magnification. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **113(4)**, E261-5.

Neves Ade, A., Coutinho, E., Poitevin, A., Van der Sloten, J., Van Meerbeek, B., Van Oosterwyck, H. (2009). Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Dent Mater*, **25**, 4–12.

Ngoatheppitak P, Darling CL, Fried D. (2005). Measurement of the severity of natural smooth surface (interproximal) caries lesions with polarization sensitive optical coherence tomography. *Lasers Surg Med*, **37(1)**, 78-88.

Nicholson, J. W. (2006). Biologic considerations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. JB Summitt, JW Robbins, TJ Hilton, and RS Schwartz (eds.). 3rd ed. *Chicago: Quintessence Publishing*, 1-36.

Nicoloso FG; Antoniazzi, Bruna Feltrin; Lenzi, Tathiane Larissa; Maxnuck Soares, Fabio Zovico; de Oliveira Rocha, Rachel. (2017). The Bonding Performance of a Universal Adhesive to Artificially-created Caries-affected Dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, **19(4)**, 317-321.

Nishitani, Y., Yoshiyama, M., Wadgaonkar, B., Breschi, L., Mannello, F., Mazzoni, A., et al. (2006). Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, **114(2)**, 160-166.

Nishitani, Y., Hosaka, K., Hoshika, T., Yoshiyama, M., Pashley, D. H. (2013). Effects of chlorhexidine in self-etching adhesive: 24 hours results. *Dental Materials Journal*, **32(3)**, 420-424.

- Nordbö H., (1972). The affinity of chlorhexidine for hydroxyapatite and tooth surfaces. *European journal of oral sciences*. **80(6)**, 465–473.
- Ogawa K, Yamashita Y, Ichijo T, Fusayama T. (1983). The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *J Dent Res*, **62(1)**, 7-10.
- Ohbayashi, H. (2002) Matrix metalloproteinases in lung diseases. *Curr Protein Pept Sci*, **3 (4)**, 40.
- Oliveira, S. S., Pugach, M. K., Hilton, J. F., Watanabe, L. G., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a selfetching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, **19(8)**, 758-767.
- Oliveira, M. S., Borges, A. H., Mattos, F. Z., Semenoff, T. A. D. V., Segundo, A. S., Tonetto, M. R., ve ark. (2014). Evaluation of Different Methods for Removing Oral Biofilm in Patients Admitted to the Intensive Care Unit. *Journal of International Oral Health*, **6(3)**, 61-64.
- Omar H, El-Badrawy W, El-Mowafy O, Atta O, Saleem B. (2007). Microtensile bond strength of resin composite bonded to caries-affected dentin with three adhesives. *Oper Dent*, **32(1)**, 24-30.
- Opdam NJ, van de Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Gaengler P, Lindberg A, Huysmans MC, van Dijken JW. (2014). Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, **93(10)**, 943-949.
- Orsini, G., Mazzoni, A., Orciani, M., Putignano, A., Procaccini, M., Falconi, M., ve ark. (2011). Matrix metalloproteinase-2 expression induced by two different adhesive systems on human pulp fibroblasts. *Journal of Endodontics*, **37(12)**, 1663-1667.
- Osorio, R., Ceballos, L., Tay, F., Cabrerizo-Vilchez, M.A., Toledano, M. (2002) Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acidcontaining adhesive system. *J Biomed Mater Res*, **60 (2)**, 316-324.
- Osorio R., Pisani-Proenca, J., Erhardt, M.C., Osorio, E., Aguilera, F.S., Tay, F.R. ve diğerkleri. (2008). Resistance of ten contemporary adhesives to resin dentine bond degradation. *J Dent*, **36 (2)**, 163-169.

Osorio R, Yamauti M, Osorio E, Ruíz-Requena ME, Pashley D, Tay F, et al. (2011). Effect of dentin etching and chlorhexidine application on metalloproteinase-mediated collagen degradation. *Eur J Oral Sci*, **119**, 79-85.

Osorio, R.; Yamauti, M.; Ruiz-Requena, M. E. & Toledano, M. (2013) MMPs activity and bond strength in deciduous dentine-resin bonded interfaces. *J. Dent*, **41(6)**, 549-55,

Ozsoy A, Ugur Erdemir, Taner Yucel & Esra Yildiz. (2015). Effects of cavity disinfectants on bond strength of an etch-and-rinse adhesive to water- or ethanolsaturated sound and caries-affected dentin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, **29(23)**, 2551–2564.

Öztürk B. (2002). Farklı Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının, Mikrosızıntılarının ve RezinDentin Bağlanma Arayüzlerinin Pulpa Odası Duvarında Değerlendirilmesi. *Selçuk Üniversitesi, Doktora tezi*, 65-89.

Paes Leme AF, Koo H, Bellato CM, Bedi G, Cury JA. (2006). The role of sucrose in cariogenic dental biofilm formation--new insight. *J Dent Res*, **85(10)**, 878-87.

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk-filling? *Dent Mater*, **24**,1501-1505.

Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. (2014). Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. *J Dent*, **42(10)**, 1255-60.

Pashley, D. H., Livingston, M. J., & Greenhill, J. D. (1978). Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology*, **23(9)**, 807-810.

Pashley, E. L., Tao, L., Mackert, J. R., Pashley, D. H. (1988). Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *Journal of Dental Research*, **67(2)**, 467-470.

Pashley DH, Pashley EL. (1991). Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry Am. *J Dent*, **4**, 5-9.

Pashley DH, Ciucci B, Sano H, Horner JA. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quint Int*, **24(9)**, 618-631.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, **11**, 117-25.

- Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of dentistry*, **25**(5), 355-372.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Tay, F. (1999). The microtensile bond test: A review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **1**, 299-309.
- Pashley, D.H. ve Tay, F.R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: Etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, **17**, 430-444.
- Pashley DH, Agee KA, Nakajima M, Tay FR, Carvalho RM, Terada RS, Harman FJ, Lee WK, Rueggeberg FA. (2001). Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *J Biomed Mater Res*, **56**, 273-281.
- Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2002). Pulpodentin complex. Seltzer and Bender's Dental Pulp. *Chicago, USA: Quintessence Publishing*, 63-94.
- Pashley, D. H., Pashley, E. L., Carvalho, R. M., & Tay, F. R. (2002). The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, **46**(2), 211-245.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Yiu, C., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. M., ve ark. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *Journal of Dental Research*, **83**(3), 216-221.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., ve ark. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, **27**(1), 1-16.
- Pashley EL, Talman, R, Horner JA, Pashley DH. (1991). Permeability of normal versus carious dentin. *Endod Dent Traumatol*, **7**, 207-11.
- Pasquantonio, G., Tay, F.R., Mazzoni, A., Suppa, P., Ruggeri, A., Jr., Falconi, M., ve ark. (2007) Electric device improves bonds of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, **23**(4), 513-518.
- Paterson, N. (1984). The longevity of restorations. *British Dental Journal*, **157**, 23-35.
- Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. (1999). Nano-leakage at the dentin adhesive interface vs -tensile bond strength. *Oper Dent*, **24**, 181-188.

- Perdigao J, Denehy GE, Swift EJ, Jr. (1994) Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent*, **7**, 81-4.
- Perdigao J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. (1994). In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*, **73(1)**, 44-55.
- Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Tome R, Vanherle G, Lopes AB. (1996). Morphological field emission- SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater*, **12(4)**, 262–271.
- Perdigão, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics of North America*, **46(2)**, 277-301.
- Perdigao, J. ve Geraldeli, S. (2003). Bonding characteristics of self-etch adhesives to intact versus prepared enamel. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, **15**, 32–41.
- Perdigao, J., Gomes, G., Gondo, R., & Fundingsland, J. W. (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths. *Journal of adhesive dentistry*, **8(6)**, 367.
- Perdigao, J., Swift, E.J. (2006). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T. M. Roberson (Ed.). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry: St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier*.
- Perdigao J. (2010). Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*, **26**, 24-7.
- Perdigao J, Sezinando A, & Monteiro PC. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, **25(3)**, 153-158.
- Perdigao, J., Reis, A., Loguercio, A. D. (2013). Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **25(4)**, 219-241.
- Perdigao J, Sezinando A, Paulo C Monteiro, (2013). Effect of Substrate Age and Adhesive Composition on Dentin Bonding. *Operative Dentistry*, **38-3**, 267-274.
- Perdigão J. C Kose, AP Mena Serrano, EA De Paula, LY Tay, A Reis, AD Loguercio. (2014). A New Universal Simplified Adhesive: 18-Month Clinical Evaluation. *Operative Dentistry*, **39-2**, 113-127.

- Perdok JF, van der Mei HC, Genet MJ, Rouxhet PG, Busscher HJ. (1989). Elemental Surface Concentration Ratios and Surface Free Energies of Human Enamel After Application of Chlorhexidine and Adsorption of Salivary Constituents. *Caries Res*, **23(5)**, 297-302.
- Pereira, P. N. R., Okuda, M., Sano, H., Yoshikawa, T., Burrow, M. F., Tagami, J. (1999). Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dental Materials*, **15(1)**, 46-53.
- Pereira PN, Nunes MF, Miguez PA, Swift EJ Jr. (2016). Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Oper Dent*, **31(6)**, 677-81.
- 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. *Dental materials*, **21(9)**, 864-881.
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, **26(12)**, 1176-1184.
- Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Asmussen E. (1997). Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent*, **10**, 15-7.
- Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. (1973). Observation on a composite resin for class II restorations -3-year report. *J Prosthet Dent*, **30**, 891-897.
- Pinheiro IVA, Mendeiros MCS, Ferreira MAF, Lima KC. (2004). Use of laser fluorescence (Diagnodent) for in vivo diagnosis of occlusal caries: a systematic review. *J Appl Oral Sci*, **12(3)**, 177-81.
- Piesco NP, Simmelink J. (2002). Physical characteristics of enamel, *Histology of Enamel*, 153-190.
- Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. S. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry*, **27(3)**, 235-241.
- Pinna R, Maioli M, Eramo S, Mura I, Milia E. (2015). Carious affected dentine: its behaviour in adhesive bonding. *Aust Dent J*. **60(3)**, 276-93.



- Pitts NB. (1991). The diagnosis for dental caries I: diagnostic methods for assessing buccal, lingual and occlusal caries. *Dent Update*, **18**, 393-396.
- Pitts NB. (1996). The use of bitewing radiographs in the management of dental caries: scientific and practical considerations. *Dentomaxillofacial Radiol*, **25**, 5-16.
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2008). Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **10(1)**, 7-16.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, **20(8)**, 726-732.
- Posterior Restorations? Results of a Survey with Brazilian General Dentists. *Brazilian Dental Journal*. (2013). **24(6)**, 642-646.
- Prati C, Nucci C, Montanari G. (1991). Shear bond strength and microleakage of dentin bonding systems. *J Prosthet Dent*, **65(3)**, 401-407.
- Pretty IA, Maupome G. (2004). A closer look at diagnosis in clinical dental practice: part 5. emerging Technologies for caries detection and diagnosis. *J Can Dent Assoc*, **70(8)**, 540.
- Pretty IA. (2006). Caries detection and diagnosis: novel technologies. *Journal of Dentistry*, **34(10)**, 727-39.
- Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. (2003). The effect of configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials*, **24(6)**, 1013-1021.
- Price, RB., Murphy, D. G., & Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, **31(9)**, 659-667.
- Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D. (2003). The effect of configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials*, **24(6)**, 1013-1021.

Quellet, D. (1995). Considerations and techniques for multiple bulk-fill direct posterior composites. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **16**, 1212–26.

Ramirez Rozzi F. (1998). Enamel structure and development and its application in hominid evolution and taxonomy. *J Hum Evol*, **35**, 327-30.

Reis A, Loguercia AD, Azevedo CW, Carvalho RM, Singer JM, Grande RHM. (2003) Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent-based adhesive system. *J Adhes Dent*, **5(3)**, 183-192.

Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM. (2004). Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater*, **20**, 669-676.

Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Lourdes M, Loguercio AD. (2005) Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long term bond strength to dentin. *J Dent*, **33**, 549-559.

Reis A, Grande RHM, Oliveira GMS, Lopes GC, Loguercio AD. (2007). A 2year evaluation of moisture on microtensile bond strength and nanoleakage. *Dent Mater*, **23(7)**, 862-870.

Reis, A., Giannini, M., Pereira, P. N. (2007a). Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin–dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dental Materials*, **23(9)**, 1164-1172.

Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Bauer J, Grande R, Afonso C, Neto R, Loguercio AD. (2008a). Can the durability of one step self etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *J Dent*, **36**, 309-315. 159.

Reis A, Cardoso P, Vieira L, Baratieri L, Grande R, Loguercio AD. (2008b). Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dent Mater*, **24**, 639-644.

Reis A, Carrilho MRO, Ghaneme E, Pereira PNR, Giannini M, Nikaido T, Tagami J. (2010a). Effects of water-storage on the physical and ultramorphological features of adhesives and primer/adhesive mixtures. *Dent Mater J*, **29(6)**, 697-705.

- Reis, A., Carrilho, M., Breschi, L., Loguercio, A. D. (2013). Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Operative Dentistry*, **38(4)**, E103-E127.
- Retief DH. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J.Dent*, **4**, 231 -236.
- Ribeiro D.A., Marques M.E.A., Salvadori D.M.F. (2006). Study of DNA damage induced by dental bleaching agents in vitro Estudo de danos no DNA induzidos por agentes clareadores dentais in vitro. *Braz Oral Res*, **20(1)**, 47-51.
- Ricci, H. A., Sanabe, M. E., Costa, C. A., Hebling, J. (2010). Effect of chlorhexidine on bond strength of two-step etch-and-rinse adhesive systems to dentin of primary and permanent teeth. *American Journal of Dentistry*, **23(3)**, 128-132.
- Rickard GD, Richardson R, Johnson T, McColl D, Hooper L. (2004). Ozone therapy for the treatment of dental caries (Review). *Cochrane Database of Systematic Reviews*, **3**, 1-22.
- Roberson TM, Lundeen TF. (2002). Cariology: The lesion, etiology, prevention and control. Deinde TM Roberson, HO Heymann, EJ Swift. (4th ed.), Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. St. Louis; Missouri, 95-132.
- Roberson T, Heymann H O and Swift E J. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, **5th ed.** (St Louis. Mosby Elsevier) p. 254-58.
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., Edward, J., & Swift, J. R. (2006). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*.
- Roberson, T.M., Heymann, H.O., Swift, E. J. (2012) Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. *Missouri: Mosby, Inc.*
- Rolla JN, Mota EG, Oshima HM, Junior LH, Spohr AM. (2006). Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomed Laser Surg*, **24**, 730-4.
- Rotta, M., Bresciani, P., Moura, S. K., Grande, R. H. M., Hilgert, L. A., Baratieri, L. N., et al. (2007). Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *Journal of adhesive dentistry*, **9(6)**, 537.

- Russell M, Pitts NB. (1993). Radiovisiographic diagnosis of dental caries: initial comparison of basic mode videoprints with bitewing radiography. *Caries Res*, **27(1)**, 65-70.
- Ruyter, I. E., & Øysæd, H. (1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontologica*, **40(3)**, 179-192.
- Ruyter IE. (1992). The chemistry of adhesive agents. *Oper Dent*, **5**, 32-43.
- Rüttermann, S., Braun, A., Janda, R. (2013). Shear bond strength and fracture analysis of human vs. bovine teeth. *PLOS one*, **8(3)**, 1-6.
- Rykke, M. (1993). Dental materials for posterior restorations. *Endodontic Dental Traumatology*, **8**, 139-148.
- Sabatini, C. (2013). Effect of a chlorhexidine-containing adhesive on dentin bond strength stability. *Operative Dentistry*, **38(6)**, 609-617.
- Sabatini, C., Patel, S. K. (2013). Matrix metalloproteinase inhibitory properties of benzalkonium chloride stabilizes adhesive interfaces. *European Journal of Oral Sciences*, **121(6)**, 610-616.
- Sabatini, C., Pashley, D. H. (2014). Mechanisms regulating the degradation of dentin matrices by endogenous dentin proteases and their role in dental adhesion. *A review. American Journal of Dentistry*, **27(4)**, 203-214.
- Saboia, V., Silva, F. C., Nato, F., Mazzoni, A., Cadenaro, M., Mazzotti, G., ve ark. (2009). Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two- step etch- and- rinse adhesive. *European Journal of Oral Sciences*, **117(5)**, 618-624.
- Sacramento Patrícia A., Aline R. F., de Castilho Éfani C. F., Banzi Regina Maria Puppi-Rontani. (2012). Influence of Cavity Disinfectant and Adhesive Systems on the Bonding Procedure in Demineralized Dentin –A One-year In Vitro Evaluation. *J Adhes Dent*, **14**, 575–583.
- Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M. (2005). Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent*, **7**, 297-302.

- Sai K, Shimamura Y, Takamizawa T, Tsujimoto A, Imai A, Endo H, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. (2016). Influence of degradation conditions on dentin bonding durability of three universal adhesives. *J Dent*, **54**, 56-61.
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., & Peters, M. C. R. B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, **20(3)**, 183-188.
- Sakaguchi, R. L., Powers, J. M. (2012). Restorative Materials- Composites and Polymers. İçinde Craig's Restorative Dental Materials. (13th ed.). *Philadelphia: Elsevier*; 161-198.
- Sakoolnamarka R, Burrow MF, Kubo S, Tyas MJ. (2002). Morphological study of demineralized dentine after caries removal using two different methods. *Aust Dent J*, **47**, 116-22.
- Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseraciu L, Ruffilli R, Barone AC. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*, **27**, 1221-1228.
- Salz, U., Mücke, A., Zimmermann, J., Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2006). pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *Journal of Adhesive Dentistry*, **8**, 143-150.
- Salz, U., Bock, T. (2010). Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue-a review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **12**, 343-71.
- Sanabe ME, Costa CA, Hebling J. (2011). Exposed collagen in aged resin-dentin bonds produced on sound and caries-affected dentin in the presence of chlorhexidine. *J Adhes Dent*, **13**, 117-24.
- Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosada H. Microporous dentin zone beneath resinimpregnated layer. (1994). *Oper Dent*, **19**, 59-64.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. (1994a). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, **10**, 236-240.
- Sano, H., Yoshikawa, T. ve Pereira, P.N.R. (1999). Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer. *Journal of Dental Research*, **78**, 906-911.

- Santerre, J. P., Shajii, L., & Leung, B. W. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resinderived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, **12**(2), 136-151.
- Santos, J., Carrilho, M., Tervahartiala, T., Sorsa, T., Breschi, L., Mazzoni, A., ve ark. (2009). Determination of matrix metalloproteinases in human radicular dentin. *Journal of Endodontics*, **35**(5), 686-689.
- Sarr, M., Kane, A. W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., ve ark. (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Operative Dentistry*, **35**(1), 94-104.
- Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, **21**(1), 9-20.
- Sattabanasuk, V., Shimada, Y., Tagami, J. (2004) The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent*, **29** (3), 333-341.
- Sattabanasuk. V., M.F. Burrow, Y. Shimada, J. Tagami. (2006). Resin adhesion to caries-affected dentine after different removal method. *Aust Dent J*, **51**, pp. 162-169.
- Say EC, Koray F, Tarim B, Soyman M, Gülmez T (2004). In vitro effect of cavity disinfectants on the bond strength of dentin bonding systems. *Quintessence Int.* **35**(1), 56-60.
- Say EC, Nakajima M, Penawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. (2005). Bonding to sound vs. caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent*, **30**, 90—8.
- Scaffa, P. M. C., Vidal, C. M. P., Barros, N., Gesteira, T. F., Carmona, A. K., Breschi, L., ve ark. (2012). Chlorhexidine inhibits the activity of dental cysteine cathepsins. *Journal of Dental Research*, **91**(4), 420-425.
- Schäfer E1, Bössmann K. (2005). Antimicrobial efficacy of chlorhexidine and two calcium hydroxide formulations against *Enterococcus faecalis*. *J Endod*, **31**(1), 53-6.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, **26**(2), e78-e93.

Schneiderman A, Elbaum M, Schultz T. (1997). Assessment of dental caries with digital imaging fiber-optic transillumination(DIFOTI):in vitro study. *Caries Res*, **31**, 103-10.

Scholtanus JD, Purwanta K, Dogan N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. (2010). Microtensile bond strength of three simplified adhesive systems to caries-affected dentin. *J Adhes Dent*. Aug, **12(4)**, 273-8.

Senawongse, P., Sattabanasuk, V., Shimada, Y., Otsuki, M. ve Tagami, M. (2004). Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **16**, 107–115.

Sengun A, Koyuturk AE, Sener Y, Ozer F. (2005) Effect of desensitizers on the bond strength of a selfetching adhesive system to caries-affected dentin on the gingival wall. *Oper Dent*, **30**, 430-5.

Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Reis, A., Loguercio, A. D., & Perdigão, J. (2015). Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*, **31(10)**, e236-e246.

Shafiei Fereshteh, Armaghan Alikhani, Ali Asghar Alavi. (2013). Effect of chlorhexidine on bonding durability of two self-etching adhesives with and without antibacterial agent to dentin. *Dent Res J (Isfahan)*, **10(6)**, 795–801.

Shi XQ, Welander U, Angmar-Mansson B. (2000). Occlusal caries detection with kavo diagnodent and radiography:an in vitro comparison. *Caries Res*, **34**, 151-58.

Shibata S1, Vieira LC, Baratieri LN, Fu J, Hoshika S, Matsuda Y, Sano H. (2016). Evaluation of microtensile bond strength of self-etching adhesives on normal and caries-affected dentin. *Dent Mater J*, **35(2)**, 166-73.

Shimada, Y., Senawongse, P., Harnirattisai, C., Burrow, M.F., Nakaoki, Y. ve Tagami, J. (2002). Bond strenght of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Operative Dentistry*, **27**, 403-409.

Shinoda, Y., Nakajima, M., Hosaka, K., Otsuki, M., Foxton, R. M., Tagami, J. (2011). Effect of smear layer characteristics on dentin bonding durability of HEMAfree and HEMA-containing one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, **30(4)**, 501-510.

- Shirai K, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Meerbeek BV. (2005). Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater*, **21**, 110-124.
- Shono, Y., Terashita, M., Pashley, E. L., Brewer, P. D., Pashley, D. H. (1997). Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dental Materials*, **13(5)**, 290-296.
- Shono, Y., Terashita, M., Shimada, J., Kozono, Y., Carvalho, R.M., Russell, C.M., Veerkamp, R. (1999). Durability of resin-dentin bonds. *Journal of Adhesive Dentistry*, **1**, 211-218.
- Sideridou, I. D., & Achilias, D. S. (2005). Elution study of unreacted Bis- GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis- EMA from light- cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **74(1)**, 617-626.
- Simões DM, Basting RT, Amaral FL, Turssi CP, França FM. (2014). Influence of chlorhexidine and/or ethanol treatment on bond strength of an etch-and-rinse adhesive to dentin: an in vitro and in situ study. *Oper Dent*, **39(1)**, 64-71.
- Singh UP, Tikku A, Chandra A, Loomba K, Boruah LC. (2011). Influence of caries detection dye on bond strength of sound and carious affected dentin: An in-vitro study. *J Conserv Dent*, **14(1)**, 32-5.
- Skovron, L., Kogeo, D., Gordillo, L. A. A., Meier, M. M., Gomes, O. M., Reis, A., Loguercio, A. D. (2010). Effects of immersion time and frequency of water exchange on durability of etch- and- rinse adhesive. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **95(2)**, 339-346.
- Slavkin HC, Diekwisch T. (1996). Evolution in tooth developmental biology of morphology and molecules. *Anat Rec*, **245**, 131.
- Soares, C. J., Pereira, C. A., Pereira, J. C., Santana, F. R., & Prado, C. J. (2008). Effect of chlorhexidine application on microtensile bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, **33(2)**, 183-188.



Soares, L. E. S., Campos, A. D. F., Martin, A. A. (2013). Human and bovine dentin composition and its hybridization mechanism assessed by FT-Raman spectroscopy. *Journal of Spectroscopy*, 1-7.

Sodhi RN, Grad HA, Smith DC. (1992). Examination by X-ray photoelectron spectroscopy of the adsorption of chlorhexidine on hydroxyapatite. *J Dent Res*, **71**, 1493–1497.

Sognnaes RF. (1965). Introduction to the problem of caries. *Ann NY Acad Sci*, **131**, 687-689.

Soon-Ham, J., Bock, H., Hyeon-Cheol, K, Yong-Hun, K., Jeong-Kil, P. (2010). Effect of 2% chlorhexidine application on microtensile bond strength of resin composite to dentin using one-step self-etch adhesives. *Journal of Kor Acad Cons Dent*, **35(6)**, 486-491.

Sorsa T, Tjäderhane L, Salo T. (2004). Matrix metalloproteinases (MMPs) in oral diseases. *Oral Dis*, **10**, 311–8.

Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. (2005). Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *J Biomed Opt*, **10(3)**, 031104.

Spencer, P., Ye, Q., Park, J., Topp, E. M., Misra, A., Marangos, O., ve ark. (2010). Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Annals of biomedical engineering*, **38(6)**, 1989-2003.

Stangel I, Ellis TH, Sacher E. (2007). Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am*, **51(3)**, 677-94.

Stanislawczuk, R., Amaral, R. C., Zander-Grande, C., Gagler, D., Reis, A., Loguercio, A. D. (2009). Chlorhexidine-containing acid conditioner preserves the longevity of resin-dentin bonds. *Operative Dentistry*, **34(4)**, 481-490.

Stanislawczuk, R., Reis, A., Loguercio, A. D. (2011a). A 2-year in vitro evaluation of a chlorhexidine-containing acid on the durability of resin–dentin interfaces. *Journal of Dentistry*, **39(1)**, 40-47.

Sternlicht, M.D., Werb, Z. (2001) How matrix metalloproteinases regulate cell behavior. *Annu Rev Cell Dev Biol*, **17**, 463-516.

- Stokey GK, Jackson RD, Ferreira Zandona AG, Analoui M. (1999). Dental caries diagnosis. *Dental clinics of North america*, **43(4)**, 665-77.
- Strobel, S., Hellwig, E. (2014). The effects of matrix-metallo-proteinases and chlorhexidine on the adhesive bond. *Swiss Dental Journal*, **125(2)**, 134-145.
- Suga S, Soejima H, Tanaka Y. (1967). Electron probe X-ray tissues. *J Dent Res*, **46**, 1251-2.
- Sulkala M, Wahlgren J, Larmas M, Sorsa T, Teronen O, Salo T, Tjäderhane L. (2001). The effects of MMP inhibitors on human salivary MMP activity and caries progression in rats. *J Dent Res*, **80**, 1545–1549.
- Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L. (2002). The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth. *J Dent Res*, **81**, 603–7.
- Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjäderhane L. (2007). Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol*, **52**, 121–7.
- Suppa P, Ruggeri A, Jr, Tay FR, Prati C, Biasotto M, Falconi M, Pashley DH, Breschi L. 2006. Reduced antigenicity of type I collagen and proteoglycans in sclerotic dentin. *J. Dent Res*, **85(2)**, 133–137.
- Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO. (1995). Bonding to enamel and dentin. *A brief history and state of the art*, **26(2)**, 95-110.
- Tagami J, Hosoda H, Burrow MF, Nakajima M. (1992). Effect of aging and caries on dentin permeability. *Proc Finnish Dent*, **88(1)**, 149-54.
- Tagami J, Toledano M, Prati C. (2000). Advanced adhesive dentistry 3rd international kuraray symposium book, 3-4 December 1999. Kuraray Co., Ltd., Crimido, Italy, 2000.
- Takahashi, M., Nakajima, M., Hosaka, K., Ikeda, M., Foxton, R. M., Tagami, J. (2011). Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *Journal of Dentistry*, **39(7)**, 506-512.

- Takuma S., H Ogiwara, H Suzuki. (1975). Electron-probe and electron microscope studies of carious dentinal lesions with a remineralized surface layer. *Caries Res*, **9**, 278–285.
- Tarım B, Say EC, Dörter C, Koray F, Dabanoğlu A, Turan N. (2003). Çürük dentin saptanmasında ‘asit red boya’ kullanımı. *Quintessence Türkçe*, **2**, 45-49.
- Taschner, M., Kümmerling, M., Lohbauer, U., Breschi, L., Petschelt, A., & Frankenberger, R. (2014). Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives. *Operative dentistry*, **39(4)**, 416-426.
- Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer /adhesives. *Dent Mater*, **12**, 236–244.
- Tay, F. R., King, N. M., Chan, K. M., Pashley, D. H. (2001). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *The Journal of Adhesive Dentistry*, **4(4)**, 255-269.
- Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond smear layers. *Dental Materials*, **17**, 296-308.
- Tay, F.R., King, N.M., Chan, K.M. ve Pashley, D.H. (2002). How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *Journal of Adhesive Dentistry*, **4**, 255-269.
- Tay, F. R., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., Itthagarun, A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry*, **30(7)**, 371-382.
- Tay, F.R., Pashley, D.H. ve Yoshiyama, M. (2002). Two modes of nanoleakage expression in single step adhesives. *Journal of Dental Research*, **81**, 472-476.
- Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2003). Water treeing-a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *American Journal of Dentistry*, **16**, 6-12.
- Tay FR1, Pashley DH, Hiraishi N, Imazato S, Rueggeberg FA, Salz U, Zimmermann J, King NM. (2005). Tubular occlusion prevents water-treeing and through-and-through fluid movement in a single-bottle, one-step self-etch adhesive model. *J Dent Res*, **84(10)**, 891-6.

- Tay, F. R., Pashley, D. H., Loushine, R. J., Weller, R. N., Monticelli, F., Osorio, R. (2006). Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *Journal of Endodontics*, **32(9)**, 862-868.
- Tekçe N., S Tuncer, M Demirci, S Balci – Scanning. (2016). Do matrix metalloproteinase inhibitors improve the bond durability of universal dental adhesives? *Wiley Online Library*.
- Tekçe Neslihan, Safa Tuncer, Mustafa Demirci, Dial Pashaev. (2016). The bonding effect of adhesive systems and bulk-fill composites to sound and caries-affected dentine. *Journal of Adhesion Science and Technology*, **30(2)**, 171–185.
- Tezvergil-Mutluay A, Agee KA, Hoshika T, Carrilho M, Breschi L, Tjäderhane L, et al. (2010). The requirement of zinc and calcium ions for functional MMP activity in demineralized dentin matrices. *Dent Mater*, **26**, 1059-67.
- Thompson VP, Kaim JM. (2005). Nonsurgical treatment of incipient and hidden caries. *Dent Clin N Am*, **49**, 905-921.
- Thylstrup A, Fejerskov O. (1986). Textbook of cariology. Copenhagen: *Munksgaard*.
- Thylstrup A, Fejerskov V. (1994). Clinical and pathological features of dental caries. In: textbook of clinical cariology, second ed. Munksgaard Copenhagen,
- Tjäderhane, E.-L. Hietala, M. Larmas. (1995). Mineral Element Analysis of Carious and Sound Rat Dentin by Electron Probe Microanalyzer Combined with Back-scattered Electron Imag. *Journal of Dental Research*, **74**, 11.
- Tjäderhane L, Larjava H, Sorsa T, Uitto VJ, Larmas M, Salo T. (1998). The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. *J Dent Res*, **77**, 1622–9.
- Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L., Geraldini, S., ve ark. (2013). Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dental Materials*, **29(1)**, 116-135.
- Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Carlos AOF, Tay FR, Carvalho RM. (2003). Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent*, **16**, 292-298.

- Toledano, M., Proença, J. P., Erhardt, M. C. G., Osorio, E., Aguilera, F. S., Osorio, R., & Tay, F. R. (2007). Increases in dentin-bond strength if doubling application time of an acetone-containing one-step adhesive. *Operative dentistry*, **32(2)**, 133-137.
- Toraman M, Bala O. (2003). Yeni bir lazer floresans cihazının okluzal çürük teşhisi açısından in vitro olarak değerlendirilmesi. *GÜ Dişhek. Fak. Derg*, **20**, 9-14. 1-66.
- Torkabadi S, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. (2008). Bonding durability of HEMA-free and HEMA containing one-step adhesives to dentine surrounded by bonded enamel. *J Dent*, **36**, 80-86.
- Torkabadi, S., Nakajima, M., Ikeda, M., Foxton, R. M., Tagami, J. (2009). Influence of bonded enamel margins on dentin bonding stability of one-step selfetching adhesives. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **11(5)**, 347-353.
- Torney, D. L. (1978). The retentive ability of acid-etched dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, **39(2)**, 169-172.
- Tosun G, Şener Y, Şengün A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Haccetepe Üniv. Dişhek. Fak. Derg*, **29**, 2-6.
- Tulunoğlu Ö, Ayhan H, Ölmez A, Bodur H. 1998, The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. *J Clin. Pediatr. Dent*, **22(4)**, 299-305.
- Uitto VJ, Overall CM, McCulloch C. (2003). Proteolytic host enzymes in gingival crevice fluid. *Periodontology*, **31**, 77-104.
- Ünlü N, Ali R. Ç, Mehmet A. C, Özgür G. (2010). Güncel self etch ve total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımları. *J Dent Fac Atatürk Uni*, **20(3)**, 162-169.
- Vanajasan, P. P., Dhakshinamoorthy, M., Rao, C. S. (2011). Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *Journal of Conservative Dentistry*, **14(1)**, 62-67.
- Van Dijken, J. W., Sunnegårdh-Grönberg, K., Lindberg, A. (2007). Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions: a 13 years evaluation. *Dental Materials*, **23(9)**, 1101-1107.

Van Landuyt, K. L., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., ve ark. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, **84(2)**, 183-188.

Van Landuyt, K. L., Kanumilli, P., De Munck, J., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2006). Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *Journal of Dentistry*, **34(1)**, 77-85.

Van Landuyt, K. L., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., De Munck, J., Okazaki, M., ve ark. (2008b). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, **87(8)**, 757-761.

Van Landuyt, K. L., Mine, A., De Munck, J., Jaecques, S., Peumans, M., Lambrechts, P., ve ark. (2009). Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, **11(3)**, 175-190.

Van Landuyt, K. L., De Munck, J., Mine, A., Cardoso, M. V., Peumans, M., Van Meerbeek, B. (2010). Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, **89(10)**, 1045-1050.

Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*, **72(2)**, 495-501.

Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Lambrechts P and Vanherle G. (1996). Enamel and dentin adhesives. Fundamentals of Operative Dentistry. A Contemporary Approach. *Quint Pub. Company Co, Inc Illionois*, 141-186.

Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, **26(1)**, 120-194.

Van Meerbeek. B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Duke, E.S. ve Eick, J.D. (1998). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *Journal of Dental Research*, **77**, 50-59.

Van Meerbeek, B., Vargas, S., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M. ve Lambrechts, P. (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*, **26**, 119-144.

Van Meerbeek, B., Inoue, S., Perdigao, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (2001). Enamel and dentin adhesion. İçinde E.M. Solaro. (Ed.). 'Fundamentals of operative dentistry'. Illinois, USA: Quintessence Pub Co; 141-186.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (2003) Buonocore memorial lectura: Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent*, **28(3)**, 215-235.

Van Meerbeek, B., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Peumans, M. (2005). A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dental Materials*, **21(4)**, 375-383.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Hashimoto, M., Peumans, M., Lambrechts, P., ve ark. (2005). Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*, **24(1)**, 1-13.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J.V.D. (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J. B. J. W. R. Summit, T. J. Hilton R. S. Schwarz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry: Quintessence Publishing Co, Inc.*

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, **26(2)**, e100-21.

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. *Dental Materials*, **27(1)**, 17-28.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., Mine, A., Yoshihara, K., Poitevin, A., De Munck, J., Peumans, M. (2014). Bonding in Dentistry. *Handbook of Oral Biomaterials*, 1-56.

Van Strijp, A.J., van Steenberghe, T.J., ten Cate, J.M. (1997) Bacterial colonization of mineralized and completely demineralized dentine in situ. *Caries Res*, **31 (5)**, 349-355.

Vasquez, D. (2012). A new generation Bulk-Fill Composite for Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry*, **5**, 5.

Venus Bulk-fill Product Profile. *Heraeus Kulzer; 2011.*

- Verdonschot H, Bronkhorst CM, König LG, Schaecken MJM, Truin GJ. (1992). Performance of some diagnostic systems in examinations for small occlusal carious lesions. *Caries Res*, **26**, 59-64.
- Verdonschot EH, Angmar-Mansson B. (2003). Advanced methods of caries diagnosis and quantification in: Fejerskov O, Kidd EAM, editors. *Dental caries the disease and clinical management*, 129-139.
- Verma, R., Singh, U. P., Tyagi, S. P., Nagpal, R., Manuja, N. (2013). Longterm bonding effectiveness of simplified etch-and-rinse adhesives to dentin after different surface pre-treatments. *Journal of Conservative Dentistry*, **16(4)**, 367-370.
- Vermelho PM1, Reis AF2, Ambrosano GMB3, Giannini M. (2017). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig*, **21(5)**, 1707-1715.
- Vidal CM, Tjäderhane L, Scaffa PM, Tersariol IL, Pashley D, Nader HB, Nascimento FD, Carrilho MR. (2014). Abundance of MMPs and cysteine cathepsins in caries-affected dentin. *J Dent Res*, **93(3)**, 269–274.
- Visse R, Nagase H. (2003). Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function, and biochemistry. *Circ Res*, **92**, 827–839.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry*, **42(7)**, 800-807
- Wahlgren J, Salo T, Teronen O, Luoto H, Sorsa T, Tjäderhane L. (2002). Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) in pulpal and periapical inflammation and periapical root-canal exudates. *Int Endod J*, **35**, 897-904.
- Waidyasekera K1, Nikaido T, Weerasinghe DS, Ichinose S, Tagami J. (2009). Reinforcement of dentin in self-etch adhesive technology: a new concept. *J Dent*, **37(8)**, 604-9.
- Wang, H., Shimada, Y. ve Tagami, J. (2004). Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. *Operative Dentistry*, **29**, 168–175.



- Wang, Y., Spencer, P. (2005). Evaluation of the interface between one-bottle adhesive systems and dentin by Goldner's trichrome. *American Journal of Dentistry*, **18(1)**, 66-72.
- Wang, Y., & Spencer, P. (2005). Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *Journal of Dental Research*, **84(4)**, 350-354.
- Wang Y, Spencer P, Walker MP. (2007). Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res A*, **81(2)**, 279—86.
- Wang, D., Zhang, L., Li, F., Xu, S., Chen, J. (2014). Study of the types of matrix metalloproteinases involved in dentin bonding interface degradation. *West China Journal of Stomatology*, **32(4)**, 394-399.
- Watson, T.F., Sidhu, S.K. ve Griffiths, B.M. (1994). Ionomers vs composites at the tooth interface. Dçinde R.H. Peter. (Ed.). Glass Ionomer: The next generation. Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers. *Chicago, IL: Quintessence Publishing Co.*; 123.
- Wegehaupt F, Gries D, Wiegand A, Attin T. (2000). Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentine in erosion/abrasion tests? *J Oral Rehabil*, 2008 May, **35(5)**, 390-4.
- Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. (1991). Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries Res*, **25(5)**, 365-71.
- Wenzel A, Hintze H, Mikkelsen LF. (1991). Radiographic detection of occlusal caries in noncavitated teeth. *Oral surgery oral medicine oral pathology oral radiology and endodontics*, **72**, 621-626.
- Windsor L. J., Hernan Grenett, Bente Birkedal-HansenjII, M. Kirby Bodden, Jeffrey A. Englert, and Henning Birkedal-Hansen. (1993). Cell Type-specific Regulation of SL-1 and SL-2 Genes. *The Journal Of Biological Chemistry*, **268(23)**, 17341-17347.
- Xie, C., Han, Y., Zhao, X. Y., Wang, Z. Y., He, H. M. (2010). Microtensile bond strength of one-and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Operative Dentistry*, **35(5)**, 547-555.

- Xuan Wei, Hou Ben-xiang, LÜ Ya-lin. (2010). Bond strength of different adhesives to normal and caries-affected dentins. *Chinese Medical Journal*, **123(3)**, 332-336.
- Yamauti M, Hashimoto M, Sano H, Ohno H, Carvalho RM, Kaga M, et al. (2003). Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage. *Dent Mater*, **19**, 399-405.
- Yanikoğlu FÇ, Öztürk F, Hayran F, Analoi M, Stookey GK. (2000). Detection of Natural White Caries Lesions by an Ultrasonic System. *Caries Res*, **34**, 225-232.
- Yapar, Merve Iscan; Çelik, Neslihan; Seven, Nilgün. (2017). Farklı Kavite Dezenfektanlarının Bir Posterior Kompozitin Bağlanma Dayanımına Etkisi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, **23(2)**, 96-101.
- Yassin OM. (1995). In vitro studies of the effect of a dental explorer on the formation of an artificial carious lesion. *J Dent Child*, **62**, 111–117.
- Yetkiner Arzu Aykut-, Umit Candan, Nazan Ersin, Cemal Eronat, Sema Belli & Mutlu Özcan. (2015). Effect of 2% chlorhexidine gluconate cavity disinfectant on microtensile bond strength of tooth-coloured restorative materials to sound and caries-affected dentin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, **29(12)**, 1169-1177.
- Yiu, C. K., King, N. M., Carrilho, M. R., Sauro, S., Rueggeberg, F. A., Prati, C., ve ark. (2006). Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. *Biomaterials*, **27(9)**, 1695-1703.
- Yokota H., Shisei Kubo, Hiroaki Yokota, Masahiro Ohsawa and Yoshihiko Hayashi. (2006). Effect of a Caries-detecting Solution on the Tensile Bond Strength of Four Dentin Adhesive Systems. *Dental Materials Journal*, **25(1)**, 66–74.
- Yonemoto K, Eguro T, Maeda T, Tanaka H. (2006). Application of DIAGNOdent as a guide for removing carious dentin with Er: YAG laser. *J Dent*, **34**, 269-76.
- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellems L, Lambrechts P ve ark. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, **79**, 70914.
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., ve ark. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, **83(6)**, 454-458.

- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., ... & Van Meerbeek, B. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of dental research*, **91(4)**, 376-381.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Fukegawa, D., Hayakawa, S., Mine, A., ... & Van Meerbeek, B. (2010). Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomaterialia*, **6(9)**, 3573-3582.
- Yoshihara, K., Yoshida, Y., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Okihara, T., De Munck, J., ve ark. (2013). Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dental Materials*, **29(8)**, 888-897.
- Yoshiyama, M., Carvalho, R., Sano, H., Horner, J., Brewer, P. D., & Pashley, D. H. (1995). Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *American Journal of Dentistry*, **8(6)**, 297-302.
- Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. (2000). Comparison of conventional vs. self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent*, **25**, 163—9.
- Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH. (2003). Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*, **81**, 556—60.
- Yoshiyama M1, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucchi B, Pashley DH. (2003). Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent*, **16(1)**, 47-52.
- Zander-Grande, C., Loguercio, A. D., Stanislawczuk, R., Martins, G. C., Gomes, O. M., Reis, A. (2011). The effect of 6-month water storage on the bond strength of self-etch adhesives bonded to dentin. *American Journal of Dentistry*, **24(4)**, 239-244.
- Zehnder, M., Wegehaupt, F. J., Attin, T. (2011). A first study on the usefulness of matrix metalloproteinase 9 from dentinal fluid to indicate pulp inflammation. *Journal of Endodontics*, **37(1)**, 17-20.
- Zhang SC, Kern M. (2009) The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *Int J Oral Sci*, **1(4)**, 163-76

- Zheng P, Zaruba M, Attin T, Wiegand A. (2015). Effect of different matrix metalloproteinase inhibitors on microtensile bond strength of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive to dentin. *Oper Dent*, **40(1)**, 80-6.
- Zhou, J., Tan, J., Chen, L., Li, D., Tan, Y. (2009). The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro. *Journal of Dentistry*, **37(10)**, 807-812.
- Zhou J, Tan J, Yang X, Cheng C, Wang X, Chen L. (2010). Effect of chlorhexidine application in a self-etching adhesive on the immediate resin-dentin bond strength. *J Adhes Dent*, **12(1)**, 27-31.
- Zhou, J., Tan, J., Yang, X., Xu, X., Li, D., Chen, L. (2011). MMP-inhibitory effect of chlorhexidine applied in a self-etching adhesive. *Journal of Adhesive Dentistry*, **13(2)**, 111-115.
- Ziv V, Gazit D, Beris D, Fuerstein O, Aharanov L, Bab IA. (1998). Correlative ultrasonic, histologic and roentgenographic assessment of approximal caries. *Caries Res*, 322, 294.

## HAM VERİLER

OPTIBOND FL SAĞLIKLI DIŞ KONTROL GRUBU - 24 SAAT																													
Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 1				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 2				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 3				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 4				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 5													
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü					
1	1,02	0,93	25,8	27,20	A	1	1	1,02	30,6	30,00	A	1	1	0,96	22,2	23,13	A	1	1,02	1,1	10,5	9,36	A	1	0,98	0,98	12,2	12,70	A
2	1,01	1,02	24,8	24,07	A	2	0,98	0,95	30,3	32,55	A	2	0,98	0,95	30,9	33,19	D	2	1,05	1,1	25,3	21,90	A	2	1,02	1,03	16,9	16,09	kk
3	1	0,9	29,7	33,00	A	3	1	0,9	28,06	31,18	K	3	1,03	1	29,2	28,35	A	3	1	0,98	30,3	30,92	kk	3	0,99	1,02	19,4	19,21	A
4	1,02	1,02	26,8	25,76	A	4	1,04	1,02	34,1	32,15	A	4	0,95	0,98	29,5	31,69	A	4	0,95	1,04	30,8	31,17	A	4	1,07	0,94	34,7	34,50	A
5	1,04	1	29,8	28,65	A	5	0,98	1	31,2	31,84	A	5	1,02	1,06	29,2	27,01	A	5	0,94	1,07	30,6	30,42	A	5	0,94	0,98	29,9	32,46	D
6	1,07	1	39,9	37,29	K	6	0,98	0,98	33,9	35,30	K	6	0,99	0,98	30,5	31,44	A	6	0,94	0,95	25,4	28,44	A	6	0,96	0,98	32,7	34,76	A
7	1,01	1,02	21,9	21,26	K	7	1,04	1,02	33,4	31,49	A	7	0,99	1	28,4	28,69	A	7	1,07	0,87	30,2	32,44	A	7	0,98	0,99	36,1	37,21	A
8	1	0,95	34,6	36,42	A	8	1,01	1,03	36,9	35,47	A	8	0,98	0,97	29,8	31,35	K	8	0,94	1,2	43,3	38,39	A	8	1	0,98	31,4	32,04	A
9	0,97	1,05	36,1	35,44	A	9	1,04	0,97	25,8	25,57	A	9	0,92	0,95	32,7	37,41	A	9	1,03	0,97	45,8	45,84	A	9	1,02	0,99	35,6	35,25	A
10	0,97	0,94	27,8	30,49	A	10	0,97	1	31,4	32,37	A	10	0,98	1,02	32,9	32,91	A	10	0,99	1,01	32,6	32,60	A	10	1,01	0,99	41,2	41,20	A
				29,96						31,79						30,52						30,15						29,54	
Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 6				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 7				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 8				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 9				Optibond FL Sağlıklı Dış Kontrol Grubu - 10													
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü					
1	1,34	0,91	27,4	22,47	A	1	1,02	1,04	35,6	35,60	A	1	1,15	0,88	32,8	32,41	K-K	1	1,02	0,97	29,7	30,02	A	1	1,03	0,96	26,2	26,50	A
2	0,96	0,98	23,4	24,87	A	2	0,96	1,01	38,7	39,91	A	2	1,05	0,98	33,5	32,56	A	2	0,98	1,02	31,9	31,91	A	2	0,94	0,98	25,1	27,25	A
3	1,19	0,82	30,2	30,95	A	3	1,03	0,99	31,9	31,28	A	3	0,99	1,02	26,4	26,14	A	3	0,97	1	28,8	29,69	A	3	0,98	0,99	29,8	30,72	A
4	1,01	0,99	33,4	33,40	A	4	0,98	0,95	25,2	27,07	Kompozit	4	1,06	0,95	27,2	27,01	A	4	0,96	0,97	28,9	31,04	A	4	0,97	1,01	30,4	31,03	K-K
5	0,94	1,08	35,7	35,17	A	5	1,04	1,12	30,2	25,93	A	5	1,02	1,09	27,4	24,64	A	5	0,98	0,96	33,2	35,29	A	5	0,96	0,99	28,6	30,09	K-K
6	1,01	1,04	29,9	28,47	Kompozit	6	1,04	1	30,8	29,62	A	6	1	0,99	27,7	27,98	K-K	6	0,94	0,99	25,7	27,62	K-K	6	0,97	0,98	26,4	27,77	A
7	1	0,98	37,8	38,57	A	7	1,02	1,01	26,9	26,11	A	7	1,01	0,98	38,5	38,90	A	7	1,06	0,99	39,2	36,98	A	7	1,02	0,92	33,1	35,27	A
8	1	1,35	44,8	33,19	A	8	1,07	1,01	30,8	28,50	A	8	1,01	0,97	36,6	37,36	A	8	0,97	1,02	32,9	33,25	K-D	8	0,94	0,96	29,7	32,91	A
9	0,9	0,98	33,9	38,44	A	9	1,04	1,03	28,7	26,79	A					30,88		9	0,98	0,99	30,8	31,75	A	9	0,96	0,98	30,8	32,74	A
10	0,95	0,97	25,9	28,11	A	10	1,03	0,99	31,8	31,19	A					30,88						31,95						30,48	
				31,36						30,20						30,52						30,15						29,54	



## 3 M SAĞLAM KONTROL GRUBU - 24 SAAT

3M Sağlam Kontrol Grubu - 1				3M Sağlam Kontrol Grubu - 2				3M Sağlam Kontrol Grubu - 3				3M Sağlam Kontrol Grubu - 4				3M Sağlam Kontrol Grubu - 5														
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü							
1	0,9	0,85	19,4	25,36	A	1	0,98	0,92	21,8	24,18	A	1	1,01	0,96	43,1	44,45	K	1	0,95	0,94	6,5	7,28	A	1	1,03	0,99	38,3	37,56	A	
2	0,92	0,83	15,3	20,04	D	2	0,99	0,98	19,4	20,00	A	2	0,91	0,91	31,1	37,56	K	2	0,98	0,92	13,7	15,20	A	2	0,81	0,95	34,4	44,70	K	
3	0,9	0,93	39,5	47,19	A	3	0,97	0,93	25,1	27,82	A	3	1,09	0,86	46,2	49,29	A	3	0,89	0,91	35,1	43,34	A	3	0,96	1,03	29,8	30,14	A	
4	0,94	0,96	36,6	40,56	A	4	0,96	0,97	24,3	26,10	K-K	4	0,89	1,13	19,8	19,69	D	4	1,03	0,89	33,9	36,98	K	4	1,01	1,02	37,8	36,69	A	
5	0,98	0,91	35,6	39,92	A	5	0,99	0,93	20,2	21,94	A	5	0,88	1,06	33,1	35,48	A	5	0,93	0,88	44,4	54,25	A	5	0,96	0,97	29,2	31,36	A	
6	0,92	0,91	38,4	45,87	K-K	6	0,94	0,9	30,3	35,82	A	6	0,9	0,88	19,8	25,00	A	6	1,07	0,95	20,8	20,46	A	6	1,08	1,03	36,8	33,08	A	
7	0,92	0,89	15,3	18,69	A	7	0,92	0,96	22,8	25,82	A	7	1,03	0,85	27,2	31,07	A	7	1	1,14	42,7	37,46	D	7	1,05	0,95	31,9	31,98	A	
8	0,91	0,95	43,1	49,86	K	8	0,92	0,98	33,5	37,16	A	8	0,92	0,9	30,3	36,59	A	8	1,02	0,92	29,6	31,54	A	8	0,96	0,98	37,3	39,65	A	
9	0,8	0,94	10,5	13,96	A	9	0,92	0,91	28,4	33,92	A	9	1,02	0,84	27,8	32,45	A	9	1,1	0,98	34,5	32,00	A	9	0,98	0,96	35,6	37,84	A	
				33,49		10	0,93	0,89	32,6	39,39	A	10	0,92	1	32,6	35,43	A	10	0,95	0,96	34,3	37,61	A	10	0,96	1,03	33,8	34,18	A	
										29,21						34,70												35,72		
3M Sağlam Kontrol Grubu - 6				3M Sağlam Kontrol Grubu - 7				3M Sağlam Kontrol Grubu - 8				3M Sağlam Kontrol Grubu - 9				3M Sağlam Kontrol Grubu - 10														
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü							
1	1,03	0,98	24,2	23,97	A	1	0,81	1,02	35,5	42,97	A	1	1,07	1,27	50,1	36,87	K	1	0,92	0,92	45,8	54,11	K	1	0,98	1,1	8,9	8,26	A	
2	1,01	1,01	45,2	44,31	D	2	0,93	0,88	32,9	40,20	A	2	0,93	1,18	21,4	19,50	A	2	1,04	1,01	27,8	26,47	A	2	0,95	0,96	36,7	40,24	A	
3	0,97	1,02	19,8	20,01	A	3	0,8	1,03	59,7	72,45	A	3	0,93	1,05	14,8	15,16	A	3	0,86	0,99	24,2	28,42	A	3	0,98	0,87	36,7	43,04	K	
4	0,98	1,05	24,6	23,91	A	4	1,16	1,03	10,1	8,45	A	4	1,01	1,01	36,7	35,98	A	4	0,95	1,02	18,1	18,68	A	4	0,89	0,81	27,5	38,15	A	
5	0,94	1,08	44,2	43,54	A	5	0,98	1,02	5,2	5,20	K	5	1,04	1,02	33,1	31,20	A	5	1,02	1,03	16,9	16,09	A	5	1,17	0,8	32,7	34,94	A	
6	1,01	1,08	17,7	16,23	A	6	0,95	1,15	38,7	35,42	A	6	1,02	1,02	61,7	59,30	K	6	1,12	0,84	38,6	41,03	A	6	0,82	0,91	16,7	22,38	A	
7	1,08	1,09	38,3	32,53	A	7	1,07	1,01	13,2	12,21	A	7	0,98	0,99	28,7	29,58	A	7	0,98	0,92	25,8	28,62	A	7	0,98	0,94	34,7	37,67	A	
8	1,08	1,1	27,6	23,23	A	8	1	0,99	12,5	12,63	A	8	0,96	1,21	45,2	38,91	A	8	0,87	1,06	33,4	36,22	A	8	0,97	0,91	27,6	31,27	K	
9	1,02	0,96	33,7	34,42	K-K	9	0,92	0,97	34,5	38,66	A	9	1,03	1,01	37,6	36,14	A	9	0,92	1,03	35,7	37,67	A	9	0,95	1,12	39,8	37,41	A	
10	0,98	1,03	34,7	34,38	A					29,80						33,63													36,67	A
																	33,20												33,00	







**OPTIBOND CHX ÇÜRÜKLÜ DİŞ GRUBU - 24 SAAT**

Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 1										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 2										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 3										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 4										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 5									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü																				
1	1,01	0,98	18,2	18,39	A	1	0,95	1,06	17,5	17,38	D	1	0,98	1,06	32,7	31,48	A	1	0,98	0,99	10,9	11,23	A	1	0,89	0,93	16,5	19,93	A	1	0,98	0,99	10,9	11,23	A	1	0,89	0,93	16,5	19,93	A								
2	0,98	1,01	17,6	17,78	A	2	1,04	1,02	25,6	24,13	A	2	1,03	1,12	21,8	18,90	A	2	1,02	1	29,2	28,63	A	2	1,03	0,84	18,1	20,92	A	2	1,02	1	29,2	28,63	A	2	1,03	0,84	18,1	20,92	A								
3	0,94	1,02	20,8	21,69	D	3	1,04	0,97	19,2	19,03	D	3	1,11	0,99	26,8	24,39	A	3	0,98	0,95	27,6	29,65	A	3	1,04	1,1	47,2	41,26	A	3	0,98	0,95	27,6	29,65	A	3	1,04	1,1	47,2	41,26	A								
4	1,02	1,02	18,1	17,40	A	4	1,16	0,93	22,5	20,86	A	4	1	0,94	31,5	33,51	D	4	1	0,96	18,5	19,27	A	4	1,01	1,09	17,7	16,08	A	4	1	0,96	18,5	19,27	A	4	1,01	1,09	17,7	16,08	A								
5	1,02	1	16,7	16,37	A	5	1,06	1	26,6	25,09	A	5	1,15	0,98	16,8	14,91	A	5	1,12	1,15	37,1	28,80	A	5	0,95	0,99	35,5	37,75	D	5	1,12	1,15	37,1	28,80	A	5	0,95	0,99	35,5	37,75	D								
6	0,95	1,01	22,1	23,03	D	6	1	0,94	26,8	28,51	D	6	1,01	1	22,2	21,98	A	6	1	1,02	22,5	22,06	K	6	1	1,75	19,2	10,97	A	6	1	1,02	22,5	22,06	K	6	1	1,75	19,2	10,97	A								
7	0,96	0,97	16,8	18,04	A	7	0,94	0,98	17,2	18,67	A	7	1	0,98	19,7	20,10	K	7	0,99	0,98	23,6	24,32	A	7	0,91	1,01	30,3	32,97	D	7	0,99	0,98	23,6	24,32	A	7	0,91	1,01	30,3	32,97	D								
8	0,95	1,02	28,1	29,00	A	8	0,92	1,04	22,6	23,62	A	8	1	0,94	22,9	24,36	A	8	1,03	0,98	18,7	18,53	D	8	1,03	0,94	23,8	24,58	A	8	1,03	0,94	23,8	24,58	A														
9	0,82	0,84	17,2	24,97	A	9	0,97	0,96	26,3	28,24	A	9	1,03	1	26,4	25,63	A	9	0,99	1	24,7	24,95	A	9	1,12	1,3	15,6	10,71	K-D	9	0,99	1	24,7	24,95	A	9	1,12	1,3	15,6	10,71	K-D								
10	0,98	1,02	26,7	26,71	A	10	0,97	0,98	26,6	27,98	K					23,92		10	0,98	0,97	25,4	26,72	A	10	1,01	1	26,7	26,44	A	10	0,98	0,97	25,4	26,72	A	10	1,01	1	26,7	26,44	A								
				21,34						23,35																								24,16															
Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 6										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 7										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 8										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 9										Optibond CHX Çürüklü Diş Grubu - 10									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü																				
1	1,06	0,99	23,3	22,20	A	1	1,18	0,97	16,1	14,07	A	1	0,99	1,01	31,5	31,50	A	1	1	1	27,5	27,50	A	1	1	1	27,5	27,50	A	1	1	1	27,5	27,50	A	1	1	1	27,5	27,50	A								
2	1,02	0,98	32,2	32,21	D	2	1,18	1,19	22,3	15,88	K	2	1,08	1,55	36,3	21,68	A	2	1,06	0,97	21,8	21,20	A	2	1,06	0,97	21,8	21,20	A	2	1,06	0,97	21,8	21,20	A	2	1,06	0,97	21,8	21,20	A								
3	0,99	1,14	21,9	19,40	A	3	1,16	0,98	33,4	29,38	A	3	0,99	0,94	18,1	19,45	A	3	1,06	0,99	15,5	14,77	A	3	1,13	1,01	30,2	26,46	A	3	1,06	0,99	15,5	14,77	A	3	1,13	1,01	30,2	26,46	A								
4	0,96	1,02	21,8	22,26	A	4	0,98	0,99	23,4	24,12	A	4	1,07	1,05	26,6	23,68	A	4	0,92	0,95	15,3	17,51	A	4	1,08	1,02	24,1	21,88	A	4	0,92	0,95	15,3	17,51	A	4	1,08	1,02	24,1	21,88	A								
5	0,99	0,96	20,4	21,46	A	5	0,93	0,9	19,4	23,18	A	5	1,12	0,92	22,7	22,03	A	5	0,95	1,04	24,6	24,90	A	5	1,05	1,06	42,3	38,01	A	5	0,95	1,04	24,6	24,90	A	5	1,05	1,06	42,3	38,01	A								
6	0,96	0,97	17,9	19,22	A	6	1,03	0,98	28,8	28,53	A	6	1,02	0,89	24,2	26,66	D	6	0,98	0,94	18,8	20,41	K	6	0,99	1,02	20,8	20,60	A	6	0,98	0,94	18,8	20,41	K	6	0,99	1,02	20,8	20,60	A								
7	0,97	1	29,8	30,72	A	7	0,9	1	27,5	30,56	A	7	1,18	0,93	29,9	27,25	A	7	0,91	0,92	23,7	28,31	A	7	0,98	0,95	29,8	32,01	A	7	0,91	0,92	23,7	28,31	A	7	0,98	0,95	29,8	32,01	A								
8	0,94	1,03	27,6	28,51	D	8	0,93	1	22,8	24,52	A	8	1,07	0,98	22,2	21,17	A	8	0,98	0,9	21,6	24,49	D	8	0,96	0,99	26,2	27,57	D	8	0,98	0,9	21,6	24,49	D	8	0,96	0,99	26,2	27,57	D								
9	0,99	0,98	26,4	27,21	A	9	1,02	0,93	24,2	25,51	A	9	1,21	0,98	30,2	25,47	A	9	0,95	1	23,9	25,16	A	9	1,07	1,1	25,3	21,50	A	9	0,95	1	23,9	25,16	A	9	1,07	1,1	25,3	21,50	A								
10	1,01	0,99	25,9	25,90	A	10	1,01	0,9	22,1	24,31	D	10	1,21	1,18	20,1	14,08	A	10	0,96	0,99	29,4	30,93	A	10	0,95	1,05	23,8	23,86	D	10	0,96	0,99	29,4	30,93	A	10	0,95	1,05	23,8	23,86	D								
				24,91						24,01						23,30												23,52						26,36															



## 3M CHX ÇÜRÜKLÜ DİŞ GRUBU - 24 SAAT

3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 1				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 2				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 3				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 4				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 5								
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	
1	1,04	0,99	38,7	37,59	A	1	1,11	1,08	33,5	27,94	A	1	0,98	0,87	20,6	24,16	A	1	1,06	0,97	17,9	17,41	A	
2	1,04	0,98	14,9	14,62	A	2	1,07	1,07	16,1	14,06	d	2	1,02	0,84	19,2	22,41	A	2	0,95	0,99	31,7	33,71	A	
3	1,11	1,02	28,7	25,35	A	3	0,98	0,95	24,3	26,10	A	3	0,98	0,93	34,3	37,63	A	3	0,95	1,04	11,3	11,44	A	
4	1,05	0,94	24,8	25,13	A	4	1,01	0,92	23,5	25,29	A	4	1,03	1,04	21,2	19,79	A	4	0,9	0,84	14,5	19,18	A	
5	1,04	0,98	22,6	22,17	A	5	1,07	1,04	20,2	18,15	A	5	0,99	1,02	24,3	24,06	A	5	1,02	0,97	24,7	24,96	A	
6	1,01	1,02	24,6	23,88	A	6	1,04	0,98	21,8	21,39	A	6	1,03	1,04	23,4	21,84	D	6	0,9	0,88	22,1	27,90	A	
7	1,07	1,04	23,6	21,21	A	7	1,01	1,02	28,6	27,76	A	7	1,01	1,02	23,1	22,42	A	7	1,02	0,91	28,6	30,81	A	
8	1,11	1,08	33,4	27,86	A	8	1,05	0,94	27,8	28,17	A	8	0,88	0,96	24,2	28,65	A	8	1,02	1,12	28,8	25,21	D	
9	0,98	0,95	27,2	29,22	A	9	1,01	0,98	25,7	25,96	D	9	0,98	0,94	15,7	17,04	D	9	0,88	0,98	19,6	22,73	A	
10	1,01	0,92	24,8	26,69	D					23,87							24,22		10	1,06	0,88	18,8	20,15	A
				25,37																			23,35	
3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 6				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 7				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 8				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 9				3M CHX Çürüklü Diş Grubu - 10								
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	
1	0,97	0,98	20,7	21,78	K	1	1,13	1	20,3	17,96	D	1	1,02	0,98	25,8	25,81	A	1	0,97	0,99	21,8	22,70	A	
2	0,88	0,98	20,5	23,77	A	2	0,94	0,98	20,9	22,69	A	2	1,02	0,96	22,9	23,39	A	2	1,01	0,87	22,6	25,72	A	
3	1,02	0,99	28,4	28,12	A	3	1,09	0,92	22,5	22,44	A	3	0,98	0,93	25,8	28,31	A	3	1,03	0,92	28,1	29,65	A	
4	1,02	0,97	28,5	28,81	D	4	0,91	0,97	26,5	30,02	A	4	1,07	1,04	26,4	23,72	A	4	0,99	0,94	24,7	26,54	A	
5	1,06	0,84	18,9	21,23	D	5	0,89	1	23,2	26,07	A	5	1,01	0,96	25,2	25,99	A	5	1,03	0,92	24,4	25,75	D	
6	0,95	0,99	26,3	27,96	A	6	1,07	0,96	24,6	23,95	A	6	1,04	1,02	24,4	23,00	A	6	0,96	1,12	19,6	18,23	A	
7	0,95	1,02	28,1	29,00	A	7	1,04	0,93	27,4	28,33	A	7	1,01	1,02	23,9	23,20	A	7	1,02	1,01	22,8	22,13	A	
8	0,97	0,98	26,2	27,56	A	8	0,96	1,01	21,7	22,38	D	8	1,02	0,97	28,6	28,91	K	8	0,98	0,97	25,4	26,72	D	
9	1,02	0,97	24,4	24,66	A	9	0,99	0,94	27,2	29,23	A					25,29		9	1,07	0,97	26,8	25,82	A	
10	1,02	1,01	28,3	27,47	A	10	0,98	0,92	25,4	28,17	A							10	0,93	0,94	22,8	26,08	k	
				26,04						25,12													24,93	
																							24,08	







## 3 M SAĞLAM KONTROL GRUBU - 6 AY

3M Sağlam Kontrol Grubu - 1						3M Sağlam Kontrol Grubu - 2						3M Sağlam Kontrol Grubu - 3						3M Sağlam Kontrol Grubu - 4						3M Sağlam Kontrol Grubu - 5											
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü						
1	0,9	0,85	19,4	25,36	A	1	0,98	0,92	21,8	24,18	A	1	1,01	0,96	43,1	44,45	K	1	0,95	0,94	6,5	7,28	A	1	1,03	0,99	38,3	37,56	A	1	1,03	0,99	38,3	37,56	A
2	0,92	0,83	15,3	20,04	D	2	0,99	0,98	19,4	20,00	A	2	0,91	0,91	31,1	37,56	K	2	0,98	0,92	13,7	15,20	A	2	0,81	0,95	34,4	44,70	K	2	0,81	0,95	34,4	44,70	K
3	0,9	0,93	39,5	47,19	A	3	0,97	0,93	25,1	27,82	A	3	1,09	0,86	46,2	49,29	A	3	0,89	0,91	35,1	43,34	A	3	0,96	1,03	29,8	30,14	A	3	0,96	1,03	29,8	30,14	A
4	0,94	0,96	36,6	40,56	A	4	0,96	0,97	24,3	26,10	K-K	4	0,89	1,13	19,8	19,69	D	4	1,03	0,89	33,9	36,98	K	4	1,01	1,02	37,8	36,69	A	4	1,01	1,02	37,8	36,69	A
5	0,98	0,91	35,6	39,92	A	5	0,99	0,93	20,2	21,94	A	5	0,88	1,06	33,1	35,48	A	5	0,93	0,88	44,4	54,25	A	5	0,96	0,97	29,2	31,36	A	5	0,96	0,97	29,2	31,36	A
6	0,92	0,91	38,4	45,87	K-K	6	0,94	0,9	30,3	35,82	A	6	0,9	0,88	19,8	25,00	A	6	1,07	0,95	20,8	20,46	A	6	1,08	1,03	36,8	33,08	A	6	1,08	1,03	36,8	33,08	A
7	0,92	0,89	15,3	18,69	A	7	0,92	0,96	22,8	25,82	A	7	1,03	0,85	27,2	31,07	A	7	1	1,14	42,7	37,46	D	7	1,05	0,95	31,9	31,98	A	7	1,05	0,95	31,9	31,98	A
8	0,91	0,95	43,1	49,86	K	8	0,92	0,98	33,5	37,16	A	8	0,92	0,9	30,3	36,59	A	8	1,02	0,92	29,6	31,54	A	8	0,96	0,98	37,3	39,65	A	8	0,96	0,98	37,3	39,65	A
9	0,8	0,94	10,5	13,96	A	9	0,92	0,91	28,4	33,92	A	9	1,02	0,84	27,8	32,45	A	9	1,1	0,98	34,5	32,00	A	9	0,98	0,96	35,6	37,84	A	9	0,98	0,96	35,6	37,84	A
				33,49		10	0,93	0,89	32,6	39,39	A	10	0,92	1	32,6	35,43	A	10	0,95	0,96	34,3	37,61	A	10	0,96	1,03	33,8	34,18	A	10	0,96	1,03	33,8	34,18	A
				29,21												34,70												31,61						35,72	
3M Sağlam Kontrol Grubu - 6						3M Sağlam Kontrol Grubu - 7						3M Sağlam Kontrol Grubu - 8						3M Sağlam Kontrol Grubu - 9						3M Sağlam Kontrol Grubu - 10											
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Sonuç	Kopma Türü						
1	1,03	0,98	24,2	23,97	A	1	0,81	1,02	35,5	42,97	A	1	1,07	1,27	50,1	36,87	K	1	0,92	0,92	45,8	54,11	K	1	0,98	1,1	8,9	8,26	A	1	0,98	1,1	8,9	8,26	A
2	1,01	1,01	45,2	44,31	D	2	0,93	0,88	32,9	40,20	A	2	0,93	1,18	21,4	19,50	A	2	1,04	1,01	27,8	26,47	A	2	0,95	0,96	36,7	40,24	A	2	0,95	0,96	36,7	40,24	A
3	0,97	1,02	19,8	20,01	A	3	0,8	1,03	59,7	72,45	A	3	0,93	1,05	14,8	15,16	A	3	0,86	0,99	24,2	28,42	A	3	0,98	0,87	36,7	43,04	K	3	0,98	0,87	36,7	43,04	K
4	0,98	1,05	24,6	23,91	A	4	1,16	1,03	10,1	8,45	A	4	1,01	1,01	36,7	35,98	A	4	0,95	1,02	18,1	18,68	A	4	0,89	0,81	27,5	38,15	A	4	0,89	0,81	27,5	38,15	A
5	0,94	1,08	44,2	43,54	A	5	0,98	1,02	5,2	5,20	K	5	1,04	1,02	33,1	31,20	A	5	1,02	1,03	16,9	16,09	A	5	1,17	0,8	32,7	34,94	A	5	1,17	0,8	32,7	34,94	A
6	1,01	1,08	17,7	16,23	A	6	0,95	1,15	38,7	35,42	A	6	1,02	1,02	61,7	59,30	K	6	1,12	0,84	38,6	41,03	A	6	0,82	0,91	16,7	22,38	A	6	0,82	0,91	16,7	22,38	A
7	1,08	1,09	38,3	32,53	A	7	1,07	1,01	13,2	12,21	A	7	0,98	0,99	28,7	29,58	A	7	0,98	0,92	25,8	28,62	A	7	0,98	0,94	34,7	37,67	A	7	0,98	0,94	34,7	37,67	A
8	1,08	1,1	27,6	23,23	A	8	1	0,99	12,5	12,63	A	8	0,96	1,21	45,2	38,91	A	8	0,87	1,06	33,4	36,22	A	8	0,97	0,91	27,6	31,27	K	8	0,97	0,91	27,6	31,27	K
9	1,02	0,96	33,7	34,42	K-K	9	0,92	0,97	34,5	38,66	A	9	1,03	1,01	37,6	36,14	A	9	0,92	1,03	35,7	37,67	A	9	0,95	1,12	39,8	37,41	A	9	0,95	1,12	39,8	37,41	A
10	0,98	1,03	34,7	34,38	A					29,80						33,63	A	10	1	1,02	35,4	34,71	A	10	0,98	0,96	34,5	36,67	A	10	0,98	0,96	34,5	36,67	A
				29,65																								33,00						32,20	





## OPTİBOND ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU - 6 AY

Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 1										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 2										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 3										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 4										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 5									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç																				
1	0,93	1,01	16,5	A	17,57	1	0,99	0,97	28,6	A	29,78	1	1,05	1,06	23,2	A	20,84	1	0,97	1,03	16,7	K	16,72	1	0,99	21,9	K-K	22,12																					
2	0,93	1,12	31,2	D	29,95	2	1	0,94	13,7	A	14,57	2	1,07	1,36	35,5	A	24,40	2	0,97	1	20,2	A	20,82	2	1	0,98	21,7	A	22,14																				
3	1,13	0,93	12,5	A	11,89	3	0,96	0,99	23,4	A	24,62	3	1,02	1,57	31,5	K	19,67	3	1	1,01	25,9	A	25,64	3	0,99	0,93	22,8	A	24,76																				
4	0,95	0,99	17,3	A	18,39	4	0,98	0,93	20,3	A	22,27	4	1,04	1,01	22,8	A	21,71	4	1,04	1,09	29,9	A	26,38	4	1,03	0,96	25,2	A	25,49																				
5	0,95	0,99	20,5	A	21,80	5	0,96	0,9	17,8	A	20,60	5	0,99	1,01	22,9	A	22,90	5	0,97	1,03	19,7	A	19,72	5	1	0,96	24,1	A	25,10																				
6	0,97	1,01	18,9	A	19,29	6	1,02	0,97	16,6	A	16,78	6	1,06	0,95	21,6	A	21,45	6	0,99	1,07	21,9	D	20,67	6	0,99	1,02	21,6	A	21,39																				
7	0,92	1,04	32,2	A	33,65	7	0,98	1	16,4	A	16,73	7	1	1	24,1	A	24,10	7	1	1,04	23,8	A	22,88	7	0,95	0,96	23,1	A	25,33																				
8	0,94	0,99	23,8	A	25,57	8	1,01	1,02	28,7	D	27,86	8	1	0,99	22,8	A	23,03	8	0,96	0,92	17,8	A	20,15	8	1,01	0,99	19,3	D	19,30																				
9	0,98	1	21,8	D	22,24	9	0,96	0,99	23,8	A	25,04	9	0,94	0,95	22,2	D	24,86	9	0,98	1,1	26,7	A	24,77	9	0,94	0,98	19,4	A	21,06																				
10	1,01	1,01	25,7	A	25,19	10	0,98	0,99	24,7	A	25,46	10	1	1,04	23,9	A	22,98	10	0,95	1,05	23,8	A	23,86						22,97																				
					22,56						22,37						22,59						22,16																										
Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 6										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 7										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 8										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 9										Optibond Çürüklü Kontrol Grubu - 10									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Sonuç																				
1	1,01	1,06	19,5	A	18,21	1	0,96	0,96	21,5	A	23,33	1	0,99	0,97	17,4	A	18,12	1	1,02	0,89	12,8	A	14,10	1	0,96	1,01	21,6	A	22,28																				
2	1	0,94	18,5	A	19,68	2	1,03	0,97	18,3	K	18,32	2	1,07	0,98	22,3	A	21,27	2	1,03	0,95	13,7	A	14,00	2	0,94	0,99	22,4	A	24,07																				
3	1,02	1	18,4	D	18,04	3	1,02	1	19,6	A	19,22	3	1,01	0,98	22,6	A	22,83	3	1,05	0,97	21,8	A	21,40	3	0,95	0,99	17,8	A	18,93																				
4	0,97	0,99	28,2	A	29,37	4	1,03	0,98	21,3	D	21,10	4	0,98	0,94	23,8	A	25,84	4	0,94	1,03	16,7	A	17,25	4	0,98	1,03	18,2	K	18,03																				
5	0,94	1,01	19,6	K	20,64	5	1	0,98	14,5	A	14,80	5	0,99	1,04	25,1	A	24,38	5	1,04	0,98	20,8	A	20,41	5	0,99	0,96	23,5	A	24,73																				
6	0,92	0,97	18,3	D	20,51	6	1,01	0,97	25,5	A	26,03	6	0,98	0,98	19,8	A	20,62	6	0,98	0,99	28,3	A	29,17	6	1,01	0,96	25,8	A	26,61																				
7	0,98	0,97	17,5	A	18,41	7	0,96	0,98	17,6	D	18,71	7	0,98	1,01	26,2	A	26,47	7	0,91	1,05	23,4	A	24,49	7	0,98	1,03	23,9	D	23,68																				
8	0,9	1,01	24,1	A	26,51	8	1,01	0,97	23,7	A	24,19	8	0,88	0,86	11,2	D	14,80	8	1,04	1,03	20,6	A	19,23	8	1,02	1	21,9	A	21,47																				
9	0,89	0,96	21,8	D	25,51	9	1,03	0,94	19,4	A	20,04	9	0,9	0,89	20,8	A	25,97	9	1,04	1,1	32,8	A	28,67	9	1,04	0,97	27,6	A	27,36																				
10	0,92	0,93	24,6	A	28,75	10	0,94	1,01	13,9	A	20,64	10	0,94	1,01	13,9	A	14,64	10	1,03	0,96	19,4	A	19,62	10	0,94	0,98	24,9	A	27,03																				
					22,56												21,49						20,83						23,42																				



## 3M KONTROL ÇÜRÜKLÜ DİŞ GRUBU - 6 AY

3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 1										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 2										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 3										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 4										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 5									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü																				
1	0,96	1	14,5	15,10	A	1	0,94	1,06	25,2	25,29	A	1	1,5	1	54,4	36,27	K	1	0,96	1,01	16,1	16,60	A	1	1,01	1,04	16,9	16,09	A	1	0,96	1,01	16,1	16,60	A														
2	1,19	0,97	19,2	16,63	A	2	0,86	0,88	17,1	22,60	K	2	1,54	1	41,2	26,75	A	2	1,01	1	14,5	14,36	A	2	0,96	1,3	12,1	9,70	A	2	1,01	1	14,5	14,36	A														
3	0,96	1,09	20,8	19,88	A	3	0,98	1,08	25,4	24,00	A	3	0,98	1	17,3	17,65	D	3	0,93	0,98	14,1	15,47	A	3	1	0,95	7,7	8,11	A	3	0,93	0,98	14,1	15,47	A														
4	1,15	1,13	27,4	21,09	A	4	0,9	0,95	21,8	25,50	D	4	0,98	1,28	50,2	40,02	D	4	0,99	0,94	22,2	23,86	A	4	1	1,3	15,3	11,77	A	4	0,99	0,94	22,2	23,86	A														
5	1,01	0,96	27,3	28,16	A	5	1,01	0,99	21,8	21,80	A	5	0,97	0,98	4,9	5,15	A	5	0,95	0,96	17,7	19,41	A	5	0,95	1,28	25,8	21,22	D	5	0,95	1,28	25,8	21,22	D														
6	1,02	0,95	21,7	22,39	D	6	1,01	1,16	24,4	20,83	K-D	6	1,06	0,97	8,1	7,88	A	6	1,04	1,03	24,8	23,15	A	6	1,2	1,03	6,9	5,58	A	6	1,04	1,03	24,8	23,15	A														
7	1,04	0,99	22,8	22,14	A	7	0,88	1,16	18,4	18,03	A	7	1,16	0,97	18,1	16,09	A	7	0,86	1,03	10,1	11,40	A	7	1	1,29	36,2	28,06	A	7	0,86	1,03	10,1	11,40	A														
8	1,01	1,05	38,7	36,49	D	8	1,01	1,17	24,9	21,07	A	8	1,04	1,02	19,2	18,10	A	8	1,04	0,97	21,8	21,61	D	8	1,3	0,98	32,1	25,20	A	8	1,04	0,97	21,8	21,61	D														
9	1,03	0,8	16,8	20,39	A	9	0,98	0,99	26,8	27,62	A	9	1	1,05	19,8	18,86	A	9	0,98	1,1	29,7	27,55	A	9	0,94	0,97	22,8	25,01	A	9	0,98	1,1	29,7	27,55	A														
10	0,93	1,01	22,7	24,17	A					22,97		10	1,15	0,98	29,7	26,35	A	10	1	0,97	28,6	29,48	A					16,75		10	1	0,97	28,6	29,48	A														
				22,64												21,31						20,29																											
3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 6										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 7										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 8										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 9										3M Kontrol Çürüklü Diş Grubu - 10									
Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü	Kesit No	En	Boy	Çıkan Değer	Kopma Türü																				
1	0,98	1,02	41,1	41,12	A	1	0,96	1,13	16,9	15,58	A	1	1,12	0,71	38,4	48,29	A	1	1,07	1	24,6	22,99	A	1	0,98	1,04	21,2	20,80	A	1	1,07	1	24,6	22,99	A														
2	0,88	0,91	13,7	17,11	A	2	0,99	0,95	31,5	33,49	D	2	1,07	0,97	35,5	34,20	D	2	0,95	0,93	17,2	19,47	A	2	1,05	0,77	22,4	27,71	A	2	0,95	0,93	17,2	19,47	A														
3	0,95	0,93	39,1	44,26	A	3	0,98	0,93	23,8	26,11	A	3	1,05	0,89	27,8	29,75	K	3	0,98	0,92	25,4	28,17	K-D	3	1,23	0,92	38,1	33,67	A	3	0,98	0,92	25,4	28,17	K-D														
4	1,14	1,12	16,2	12,69	A	4	1	0,98	28,7	29,29	D	4	0,97	0,99	28,1	29,26	D	4	1,01	0,96	24,6	25,37	A	4	0,86	0,84	20,2	27,96	A	4	1,01	0,96	24,6	25,37	A														
5	0,97	1,16	28,6	25,42	A	5	0,96	0,99	24,7	25,99	A	5	1,1	1,04	26,6	23,25	A	5	1,02	0,94	25,3	26,39	A	5	1,02	1,03	28,6	27,22	A	5	1,02	0,94	25,3	26,39	A														
6	1,04	1,01	37,9	36,08	A	6	1	0,95	37,3	39,26	A	6	0,99	0,94	27,3	29,34	A	6	1,02	1,01	21,7	21,06	A	6	0,96	0,9	29,7	34,38	A	6	1,02	1,01	21,7	21,06	A														
7	1,01	0,92	22,6	24,32	A	7	0,97	0,99	27,8	28,95	A	7	0,98	0,95	25,2	27,07	D	7	1,03	1,19	37,5	30,59	A	7	0,82	1,02	15,7	18,77	A	7	1,03	1,19	37,5	30,59	A														
8	1,01	0,93	29,2	31,09	A	8	0,89	0,93	19,8	23,92	A	8	1,01	1,08	28,6	26,22	A	8	0,99	0,94	25,2	27,08	A	8	0,85	0,94	15,8	19,77	k	8	0,99	0,94	25,2	27,08	A														
9	0,94	0,99	22,6	24,29	D	9	0,88	1,19	25,6	24,45	A	9	1	1,05	27,6	26,29	D	9	0,76	0,68	15,3	29,61	D	9	0,94	0,87	19,6	23,97	A	9	0,76	0,68	15,3	29,61	D														
10	0,99	0,95	30,2	32,11	A	10	1	0,99	23,6	23,84	A	10	0,97	0,93	24,5	27,16	A	10	0,82	0,88	14,6	20,23	A	10	0,89	0,96	24,6	28,79	A	10	0,82	0,88	14,6	20,23	A														
				28,85						27,09						30,08						25,10						26,30																					



**ETİK KURUL KARARI**

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

**Sayı :95****30.03.2016****Konu :Prof. Dr. Esra Yıldız**

**Sayın Prof. Dr. Esra YILDIZ  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı**

**İlişi: Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nın 25/01/2016 gün ve 29673 sayılı yazısı.**

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2016/14 dosya nolu "Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan Bulkfill Restorasyonlarda Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi" başlıklı çalışma kurumumuzun 30/03/2016 tarih ve 30 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi rica ederim.

**Prof.Dr. Gamze Aren  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik  
Araştırmalar Etik Kurul Başkan Yardımcısı**

**Eki: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu Karar Formu**

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

### FARKLI DENTİN YÜZEYLERİNE UYGULANAN BULK FİLL RESTORASYONLARDA BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>7</b>	% <b>5</b>	% <b>2</b>	% <b>3</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>acikerisim.selcuk.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>2</b>	<b>acikarsiv.ankara.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>3</b>	<b>Submitted to Istanbul University</b> Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>4</b>	<b>dfd.atauni.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<b>dergi.cumhuriyet.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>6</b>	<b>Submitted to Ordu Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<b>Submitted to Selçuk Üniversitesi</b> Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<b>TEKÇE, Neslihan, DEMİRCİ, Mustafa and TUNCER, Safa. "Dentin bağlayıcı sistemlerin</b>	<% <b>1</b>

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	IŞIK	<b>Soyadı</b>	BAYIK SARAL
<b>Doğ.Yeri</b>	ANKARA	<b>Doğ.Tar.</b>	30.08.1972
<b>Uyruğu</b>	T.C	<b>TC Kim No</b>	14116723128
<b>Email</b>	isaral0830@gmail.com	<b>Tel</b>	05374378700

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı	2018
<b>Yük.Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	1995
<b>Lisans</b>		
<b>Lise</b>	Özel Kültür Lisesi	1990

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok İyi	İyi	Çok İyi		

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>	-	-	-
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Mikrosoft Office	Çok İyi

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

### Özel İlgi Alanları (Hobileri):