T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

"Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan Matriks Metalloproteinaz İnhibitörlerinin, Yapılan Restorasyonların Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi"

"ILKIN BABAKISHIYEV"

DANIŞMAN
"PROF. DR. ESRA YILDIZ"

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2023

BEYAN

İTHAF

Dedem **Selimhan BABAKİŞİYEV**'e ve **Biricik Aileme** ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca akademik bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren, sadece bilgi birikimi ile değil aynı zamanda çalışma azmi ve disipliniyle örnek aldığım doktora tez danışmanım Sayın **Prof. Dr. Esra YILDIZ'a**.

Bu günlere gelmemde tecrübelerini paylaşarak bana destek olan, yol gösteren, ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum İstanbul Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Sayın **Prof. Dr. Hande Şar SANCAKLI, Prof. Dr. Safa TUNCER, Doç Dr. Oktay YAZICIOĞLU, Dok. Öğr. Üyesi Murat TİRYAKİ** ve tüm saygıdeğer **Öğretim Üyeleri**'ne

Tez jürisinde yer alan, doktora çalışmam süresince yardımlarını yakından hissettiğim İstanbul Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Uğur ERDEMİR**'e ve İstanbul Kent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Sayın **Prof. Dr. Funda YANIKOĞLU**'na

Bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, samimi ilgisini ve sevgisini bizden hiç esirgemeyen değerli hocalarım Sayın **Prof. Dr. Taner YÜCEL** ve **Prof. Dr. Sami BÜYÜKGÖKÇESU'ya**,

Eğitimim boyunca her zaman yanımda olan **Dok. Öğr. Üyesi Günçe OZAN'a** ve verdikleri destekten dolayı tüm uzmanlık ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Doktora eğitimim boyunca varlığından güç bulduğum, fedakarlığı, desteği ve sevgisi ile her zaman yanımda olan sevgili eşim **Bilge MEHMETZADE'ye**, her zaman manevi desteğini hissettiğim babam **Eldar BABAKIŞIYEV'e** ve ikinci ailem olan **Sebire MAMMADOVA'ya** ve **Haydar MAMMADOV'a**, şu an fiziken yanımda olmasa da ruhunun beni hep izlediğine başarılarıma sevindiğine inandığım canım annem **Rana BABAKIŞIYEVA'ya,**

Babasının çalışmasına sabır gösteren, oyun saatlerinden, tatil ve eğlencelerden fedakarlık yapan canım oğlum **Ömer'e** ve kızım **Amira Rana'ya**

şükran ve sevgilerimle teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 32788

İÇİNDEKİLER

BEYAN ..... İİ
İTHAF ..... İİİ
TEŞEKKÜR ..... İV
İÇİNDEKİLER V
TABLOLAR LİSTESİ ..... Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Vİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... Vİİİİ
ÖZET ..... Xİİ X
ABSTRACT ..... Xİİİ
ZUSAMMENFASSUNG / RESUME ..... XİVİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ 1
2. GENEL BİLGİLER 5
3. GEREÇ VE YÖNTEM 45
4. BULGULAR 60
5. TARTIŞMA 79
KAYNAKLAR 103
HAM VERİLER 162
FORMLAR 171
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 9

TABLOLAR LİSTESİ

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

Tablo 2-2: Dentin dokusunda bulunan MMP'ler (Mazzoni, 2009)

Tablo 2-3: Self-etch sistemlerin sınıflandırılması (De Munck, 2005).

Tablo 2-4: Tablo 2-4: Mikro-gerilim bağlanma dayanımı test yönteminin avantajları ve dezavantajları (Salz ve ark. 2010).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan cihaz-alet, sarf ve kimyasal malzemeler

Tablo 3-2: **:** Araştırmada kullanılan materyaller içerikleri ve uygulama talimatları

Tablo 4-1: Kullanılan Dentin Tipi, Uygulanan Anti MMP Ajanlar ve Uygulama Süresine Göre Bağlanma Dayanım Testi,Standart Sapma ve Ortalama Değerleri (MPa)

Tablo 4-2: Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış / Uygulanmamış Sağlıklı Dentin Dokusunda 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa)

Tablo 4-3: Farklı matriksmetalloproteinaz inhibitörü uygulanmış sağlıklı dentin dokusu ile matriksmetalloproteinaz inhibitörü uygulanmamış sağlıklı dentin dokusunda 24 saat ve 6 ay sonrasında saptanan mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Tablo 4-4: Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış / Uygulanmamış Çürükten Etkilenmş Dentin Dokusunda 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro Gerilim Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa)

Tablo 4-5: Farklı matriks-metalloproteinaz inhibitörü uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin dokusu ile matriks-metalloproteinaz inhibitörü uygulanmamış çürükten etkilenmiş dentin dokusunda 24 saatlik ve 6 aylık mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması

Tablo 4-6: Farklı matriks-metalloproteinaz inhibitörlerinin varlığında ve yokluğunda dentin dokularınaa uygulanan restorasyonların 24 saatlik ve 6 aylık mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması

Tablo 4-7: Kopma Türlerinin Dağılımı

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Matriks-metalloproteinazlar tarafından bağların kırılması sonucunda meydana gelen kollajen yıkım

Şekil 2-2: Klorheksdinin kimyasal formülü (Gendron1999)

Şekil 2-3: CHX'in etki mekanizması (Strobel ve ark. 2015).

Şekil 3-1: Isomet 1000

Şekil 3-2: Stereo Mikroskop

Şekil 3-3: Mine adacıkları

Şekil 3-4: Zımpara Aygıtı

Şekil 3-5: Çalışma gruplarının dizaynı

Şekil 3-6: Dişin kök kısmının kesilmesi

Şekil 3-7: 1cm'lik Dolgulu dişin akrilik bloğa sabitlenmesi

Şekil 3-8: 1 mm^2'lik kesitlerin oluşturulması

Şekil 3-9: Diş aksının 90^0 döndürülmesi

Şekil 3-10: Elde edilen çubuklar

Şekil 3-11: Çubukların ölçülmesi.

Şekil 3-12: Çalışma dışı bırakılan çubuklar

Şekil 3-13: Çalışma gruplarına ayrılmış uygun çubuklar

Şekil 3-14: ETÜV

Şekil 3-15: Dentin çubuklarına kuvvet uygulanması

Şekil 3-16: Çalışmaya Dahil edilmemiş örnekler

Şekil 3-17: Yüzey alanlarının hesaplanması

Şekil 4-1: Sağlıklı Dentinde Uygulanan Anti MMP Ajanlarının 24 Saatlik, 6 Aylık Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Ölçümlerinin Dağılımı

Şekil 4-2: Sağlıklı Dentin Grubunda Anti Mmp- Ajanlarına ve Zamana Bağlı Bağlanma Dayanımı

Şekil 4-3: Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti Mmp- Ajanlarına ve Zamana Bağlı Bağlanma Dayanımı

Şekil 4-4: Çürükten etkilenmiş dentinde Anti MMp- ajanlarına ve zamana bağlı bağlanma dayanımı

Şekil 4-5: Sağlıklı, Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti MMP ajanlara göre bağlanma dayanımı (24 saat)

Şekil 4-6: Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti MMP ajanlara göre bağlanma dayanımı (6 ay)

Şekil 4-7: 24 Saat Sonunda Dentin Gruplarında Uygulanan MMP İnhibitörlerine Kopma Türlerinin Dağılımı

Şekil 4-8: 6 ay Sonunda Dentin Gruplarında Uygulanan MMP İnhibitörlerine Kopma Türlerinin Dağılımı

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

°C: Santigrad Derece

~: Yaklaşık

µ: mikron

10-MDP: 10- metakriloksidesilfosfat

BİS-GMA: bisphenol A-glycidyl methacrylate

Chloramin-T: Chloramin Trihydrate

CHX: Klorheksidin

cm: santimetre

DFOTI: Dijitalite Fiber Optic Trans Ilumanisyon

DİAGNOdent: Lazer Florans Yöntemi

ECM: Electronic Caries Monitor

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

EGCD: Epigallocatechin-3-gallate

EGDMA :Etilen glikol dimetakrilat

FOTI: Fiber Optic Trans Iluminasyon

FLC: Fatigue Loading Cycle

HEMA: 2-hidroksietil Metakrilat

ISO: International Organization for Standardization

MDP: metakriloksidesilfosfat

mm: Milimetre

mm^2: Milimetrekare

MMP: Matriks Metalloproteinaz

Mpa: Megapaskal (Newton/milimetrekare)

n: Sayı

NaOCl: Sodyum hipoklorit

OCT: Optical Coherence Tomography

PENTA-P: Dipentaeritrolpentaakrilol Dihidrojen Fosfat

pH: Power of Hydrogen

QLF: Quatitotrive Light Induced Flororescense

SEM: Taramalı elektron mikroskop

sn: Saniye

TACT: Tuned Aperture Computed Tomapgraphy

TEGDMA: Trietilen Glikoldimetakrilat

TIMPs: Matriks Metalloproteinaz Doku İnhibitörleri

UDMA: Uretan Dimetakrilat

$ZnCl_2$: Çinko Klorür

ÖZET

BABAKISHIYEV, I. (2022). Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan Matriks Metalloproteinaz İnhibitörlerinin, Yapılan Restorasyonların Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmamızla sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin dokusunda farklı yapıda ve konsantrasyonda matriks metalloproteinaz (MMP) inhibitörü kullanarak gerçekleştirilen kompozit reçine restorasyonların bağlanma dayanım değerlerini in vitro olarak incelemeyi amaçlamaktayız. MMP inhibitörü olarak kullanılan $ZnCl_2$'nin %2'lik ve %5'lik ve klorheksidinin %2'lik konsantrasyonlu solüsyonlarının varlığında veya yokluğunda etch & rinse adeziv sistemle birlikte uygulanan kompozit reçine restorasyonlar 24 saat ve 6 aylık periyotlarda incelenmiştir. DIAGNOdent cihazı kullanılarak gruplara ayrılmış olan toplam 160 adet sağlam ve çürüklü dişin koronal orta 1/3'ne MMP inhibitörlerinden birinin varlığı veya yokluğunda restoratif işlem uygulanmıştır. Restorasyonlar 24 saat ve 6 aylık sürelerde suda yaşlandırma işlemine tabii tutulmuş ve oluşan mikro-gerilim bağlanma dayanıklılık değerleri kıyaslanarak 16 grupta değerlendirilmiştir. Örnekler incelenirken oluşan kopma tipleri ayrılıkta stereomikroskopla incelenmiş, bulguların istatistiksel analizinde NCSS, Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Student-t testleri kullanılmıştır. Hem sağlıklı hem de çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde 24 saat ve 6 aylık yaşlandırma sonrasında en yüksek bağlanma dayanım değeri %5'lik $ZnCl_2$ grubunda elde edilmiştir ($p<0,01$). 24 saat %2'lik $ZnCl_2$ grubu dışında ($p=0,591$), MMP inhibitörü kullanılan bütün gruplarda süreye bağlı olarak bağlanma değerlerinde anlamlı düzeyde düşüş olduğu ancak saptanan değerlerin kontrol grubundakı değerlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,01$). 24 saat ve 6 ay sonrasında gruplar arasındaki kıyaslama en az düşüşün %5'lik çinko klorür grubunda olduğu göstermiştir. Sağlıklı dentin gruplarında bağlanma değerlerinin çürükten etkilenmiş dentin gruplarına göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Mikro-gerilim bağlanma dayanım testine tabii tutulduktan sonra kopan örneklerin stereomikroskop altında incelenmesi sonucunda hem sağlıklı hem de çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde en çok adeziv/miks tip kopmaya rastlanmıştır. Bulgular etch&rinse sistemlerinde MMP'lere bağlı zamanla oluşan bağlanma dayanım kaybının MMP inhibitörleri ile azaltılabileceğini, bu konuda yüksek konsantrasyonlu çinko klorürün kullanılması ile daha az yıkımın (degradasyona) oluşabileceğini ve bağlanma dayanım değerlerinde daha stabil değerlere ulaşılabileceğini göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Mikro-gerilim Bağlanma Dayanım Testi, Matriks Metalloproteinaz, Klorheksidin, Çürükten Etkilenmiş Dentin, Adeziv Sistem,

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 32788

ABSTRACT

BABAKISHIYEV, I. (2022). Evaluation of the Effect of Matrix Metalloproteinase Inhibitors Applied to Different Dentin Surfaces on Bond Strength of Restorations. Istanbul University Institute of Health Sciences, Department of Restorative Dentistry, Postgraduate Thesis. Istanbul.

The aim of our study was to examine the bond strength values of composite resin restorations in vitro using different types and concentrations of matrix metalloproteinase (MMP) inhibitors in healthy and caries-affected dentin tissue. Composite resin restorations applied etch & rinse adhesive system in the presence or absence of 2 % and / or 5% solutions of $ZnCl_2$ or 2 % concentrations of chlorhexidine, which are used as MMP inhibitors, were examined in 24-hour and 6-month periods. In the presence or absence of one of the MMP inhibitors, restorative treatment was applied to the coronal middle third of 160 decayed and healthy teeth, which were divided into 16 groups using the DIAGNO dent device. The restorations were aged in water for 24 hours and 6 months, and the micro-tensile bond strength values were evaluated in 16 groups comparatively. The failure types in the samples were examined under a stereomicroscope, and NCSS, Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Student-T tests used as the analyses. The highest value was obtained in the 5% $ZnCl_2$ group during the 24-hour and 6-month aging periods on both healthy and caries-affected dentin surfaces ($p<0.01$). It was found that there was a significant decrease in the binding values depending on the duration in all MMP inhibitor groups, except for the 2% $ZnCl_2$ group for 24 hours ($p=0.591$), which was statistically significantly higher than the control group ($p<0.01$). In the comparison of the 24-hour and 6-month groups, the decrease was found to be at least 5% in the zinc chloride group. Comparing the dentin types, it was determined that the bonding values in healthy dentin groups were higher than in the caries-affected dentin groups. As a result of the examination under the stereomicroscope of the samples subjected to micro-tensile bond strength test, the most failure type in both healthy and caries-affected dentin samples were adhesive/mixed type. The findings showed that the loss of bond strength due to MMPs in etch&rinse systems over time may be reduced with MMP inhibitors, and that it will cause less degradation and achieve stable values with high concentration zinc chloride in this regard.

Keywords: Adhesive System, Microtensile Bond Strenght. Chlorhexidine, Matrix Metalloproteinase, Caries Affected Dentin,

This study was supported by Istanbul University Scientific Research Projects Unit. Project No: 32788

ZUSAMMENFASSUNG / RESUME

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tıbbın tüm alanlarında olduğu gibi diş hekimliği pratiğinde de sağlıklı diş dokularının mümkün olduğunca korunmasının amaçlandığı minimal invaziv uygulamalar her gün daha çok önem arz etmektedir. 1955'te Buonocore'un minenin asitlenmesi ile mikromekanik bağlantı yüzeyinin artırılması önerisi diş hekimliğinde minimal invaziv yaklaşımın başlangıcını oluşturmuş ve Black'in "operatif işlemler sırasında hastalıklı dokunun yanı sıra sağlıklı dokuların da uzaklaştırılması gerekir" şeklindeki yaklaşımının değişmesine neden olmuştur (Buonocore 1955; Degrange ve ark. 1997).

Sağlıklı diş dokuları uzaklaştırılmayan bu modern yaklaşımda adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetlerinden yararlanılarak restorasyonlar gerçekleştirilmektedir. Mineye optimum bağlanma sağlanırken dentin dokusunun yüksek organik içeriği ve strüktürel yapısına bağlı oluşan bağlanma problemleri araştırmacıların çalışmalarını bu alanda yoğunlaştırmasına neden olmuştur (Van Meerbeek ve ark. 2003; Frankenberger ve ark. 2005; Frencken ve ark. 2012). Yapılan restorasyonların uzun yıllar sorunsuz kullanılması için uygulama yapılacak dentinin yapısı ve hekimin tecrübesinin öneminin yanısıra dentin-restorasyon arayüzeyindeki bağlanmayı optimal seviyeye çıkarmak da önemlidir. Bu nedenle pekçok adezyon tekniği ve farklı adeziv sistem geliştirilmiştir (Nakajima ve ark. 1995; Van Meerbeek ve ark. 2003; Frankenberger ve Tay 2005, Gianini ve ark. 2015; El Mourad 2018; Breschi 2020)

Matriks metalloproteinazlar, kollajen doku ve tüm bağ dokusu içerisinde bulunan ekstrasellüler matriks (ECM) ve bazal membran komponentlerini parçalayan enzimlerdir (Aksun, 2001; Tjäderhane, 2013). "Nötral endopeptidaz" olarak adlandırılan bu enzimler ilk defa 1962 senesinde Gross ve Lapiere tarafından tanımlanmıştır. Dokuların yeniden yapılanması, morfogenezis, normal gelişimsel süreçler, yara iyileşmesi, ve buna benzer bir çok fizyolojik durumlarla birlikte anjiyogenezis, metastaz gibi birçok patolojik süreçlerde yer alan (Visse R, 2003; Muhtaroğlu, 2006) MMP enzimlerinden MMP-2, MMP-8 ve MMP-9 dentin dokusu içerisinde bulunan kollajeni yıkıma uğratarak diş çürüğü ile erozyona (Tjaderhane ve ark. 1998); ve pulpa ile periodontal hastalıkların oluşumuna yol açabilmektedir (Hannas ve ark. 2007; Zhang ve Kern 2009).

Literatürde sağlıklı dentin kullanılarak yapılan pek çok bağlanma dayanım çalışması yer almakla birlikte gerçekte klinikte restorasyonlar genel olarak çürükten dentin dokusu üzerine yapılmaktadır. Elektron mikroskobu incelemelerinde çürükten etkilenmiş dentin dokusunda smear tabakasının sağlıklı dentinden daha kalın olduğu gözlemlenmiştir (Nakajima 1999). Desteksiz kollajen fibrillerin sağlıklı dentine oranla daha yüksek oranda bulunduğu çürüklü dentin dokusunda reçine monomerlerinin dentin kanallarına nüfuz etmesinin güçleştiği ve buna bağlı olarak ideal hibrit tabakanın oluşumunun daha zor olduğu bildirilmiştir (Haj-Ali 2006; Wang 2007).

Günümüzde geliştirilen adeziv sistemler çürükten etkilenmiş dentine kompozit reçinenin kabul edilebilir düzeyde bağlanmasını sağlamaktadır (Nakajima 2000; Yoshiyama 2003). Self-etch ve Etch & rinse sistemlerinde uygulanan asit demineralize dentin yüzeyi oluşturarak kollajen ağını açığa çıkarmaktadır. Bu şekilde açığa çıkarılmış kollajen ağa reçine monomerinin penetrasyonu sağlanarak kuvvetli hibrit tabaka oluşturulması hedeflenmektedir. Bu penetrasyonun tam olarak gerçekleşmediği durumlarda kavite tabanında, kollajen bağlar arasındaki interfibriler alanda boşluklar oluşabilmektedir. Bunun sonucunda açıkta kalan kollajen bağları MMP'ler gibi kollajen kaynaklı enzimler tarafından proteolitik yıkıma uğrayabilmektedir (Mazzoni 2006; Nishitani 2006; Breschi 2010; Strobel 2015).

Aktif bölgesinde çinko içeren ve odontoblastlar tarafından üretilen MMP enzimleri mikroorganizmaların ürettiği asitler sayesinde aktive olarak kollajenlerin parçalanmasına, dentin dokusuna asit veya asidik adeziv uygulanması sonucunda kollajen bağlarında yıkımın artmasına, demineralize dentin dokusunun organik içeriğinin hidrolizine, hibrit tabakadakı degradasyon sonucunda diş-restorasyon arasındaki bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe ve bunların sonucunda restorasyonların ağızda kalma sürecinin kısalmasına neden olabilmektedirler (Mazzoni ve ark. 2006; Chaussain-Miller ve ark. 2006; Tjaderhane 2013a).

Antibakteriyel bir ajan olan klorheksidin aynı zamanda MMP'lerin inhibisyonunda da kullanılmaktadır (Ribeiro ve ark. 2006; Strobel ve Hellwig 2014). Etch & rinse ve self etch sistemlerin kullanımından önce yüzeye uygulanan klorheksidin solüsyonunun bağlanma dayanım değerlerini pozitif yönde etkilediği bildirilmiştir (Zheng ve ark. 2015; Pashley ve ark. 2004; 2020).

Çinko diş hekimliğinde pekçok farklı malzemenin içeriğinde 200 yıldan fazladır kullanılmaktadır. 2010'lu yıllardan itibaren çinko antibakteriyel ve karyojenik patojenlere karşı biofilm formasyonunda (Gu ve ark. 2012; Sanchez ve ark. 2019; Toledano-Osorio ve ark. 2020b); 2), MMP inhibisyonununda (Osorio ve ark. 2011; Toledano ve ark. 2012), dentin protein fosforilizasyonunda ve kalsiyum depozisyonunda (Osorio ve ark. 2014), dentin ve mine remineralizasyonunda (Toledano ve ark. 2012, 2013; Mohammed ve ark. 2015), çinko ikame edilmiş dentin içeriğindeki dentin formasyonunda (Gu ve ark. 2012; Osorio ve ark. 2018), aside dayanıklı dentin tübül tıkacı olarak (Toledano ve ark. 2020b) kullanılmaktadır. Çinko klorür'ün adezive katılarak kullanıldığı çalışmalar literatürde mevcut olsa da adeziv uygulaması öncesi kaviteye direk uygulama şeklinde kullanımına dair herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu bilgilerin ışığı altında yapılmış bu doktora tez çalışmasında; sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan farklı MMP inhibitörlerinin, bir etch and rinse adeziv sistem kullanarak uygulanan kompozit reçinenin 24 saat ve 6 aylık suda yaşlandırma işlemi sonrası bağlanma dayanımlarına etkilerinin ölçülmesiyle aşağıda belirtilen hipotezlerin geçerliliklerinin araştırılması hedeflenmiştir.

1- Kullanılan MMP inhibitörlerinin sağlıklı dentin grupları çürükten etkilenmiş dentin gruplarına kıyasla gerek kısa gerekse uzun dönemde daha yüksek bağlanma değerleri göstereceği,

2- Çalışmada kullanılan farklı konsantrasyonlardaki MMP inhibitörünün uygulandıkları dentin yüzeyinin farklılığından bağımsız olarak 6 aylık sürede benzer bağlanma dayanımına neden olacağı,

3- Kullanılan MMP inhibitörleriyle uygulandıkları dentin yüzeyinin farklılığından bağımsız olarak 6 ayda elde edilen bağlanma dayanımının 24 saat sonrasında elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinden farklı olacağı şeklindedir.

Yukarıda belirtilen hipotezlerin sınanması için MMP inhibitörü olarak seçilen farklı konsantrasyonlardaki $ZnCl_2$ ve klorheksidinin bir etch & rinse adeziv reçine materyali kullanımından önce gerek çürükten etkilenmiş gerekse sağlıklı dentin yüzeylerinde uygulanmasının, kompozit reçinenin 24 saat ve 6 aylık suda yaşlandırma

işlemleri sonrası mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerine etkisinin in vitro koşullarda araştırılması gerçekleştirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine Dokusu

İnsan vücudunun en sert dokusu kabul edilen mine dokusu dişlerin anatomik kuronunun tamamını örten ince, kırılgan ve sert bir yapıda olup yüksek mineral içeriğine sahiptir (Berkowitz ve ark, 1989). Dişin sert dokuları arasında ektoderm kaynaklı tek doku olan mine dokusu ameloblastlar tarafından üretilmektedir (Sakaguchi & Powers, 2011). Mine dokusunun içeriğindeki yapıların %96'sı inorganik, %2'si organik ve geri kalan %2'si ise sudan oluşmaktadır. İnorganik yapıda yüksek miktarda mineralize hidroksiapatit kristallerinden [$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$] bulunmaktadır (Legeros 1984; Dios 2015). Bununla birlikte inorganik yapının oluşmasında diğer mineraller ve eser elementler yer alırken, organik yapı çoğunlukla amelogenin ve enamelinden oluşmaktadır (Sakaguchi & Powers, 2011).

Mine prizmaları 20-25 nm kalınlığında ve 50-70 nm genişliğinde kristallerin bir araya gelmesi ile şekillenmektedir (Nikiforuk, 1985). Mine prizmalarının diş yüzeyindeki çapı mine dentin sınırındaki çapının ½ kadardır. 1 mm^2 mine dokusunda 30 – 40 bin prizma bulunmaktadır. Mine prizmaları mine dentin sınırından başlayarak dişin oklüzel yüzeyine doğru dalgalı şekilde, hafif burularak kesintisiz olarak devam etmektedir. Mine dentin sınırında dik olarak duran mine prizmaları, tüberkül tepelerine doğru çapraz olarak devam eder (Sakaguchi & Powers, 2011). Her bir prizmanın etrafında enamelin adlı proteinden oluşan prizma kını mevcut olup, bu yapı su geçiş yolu oluşturarak iyon geçişlerini sağlamaktadır. Mine prizmaları birbirlerinden interprizmatik alanlarla ayrılmaktadır. İnterprizmatik alanların arasında bulunan küçük boşluklar por olarak adlandırılmakta ve minenin geçirgenliğini sağlamaktadır. Porlar aynı zamanda minenin yoğunluğu ve sertliği üzerinde de etkilidir. Flor, kalsiyum, çinko, fosfat gibi iyonlar bu poröz yapı sayesinde mine dokusuna dahil olmaktadır (Manisalı & Koray, 1982). Bu alanlar aynı zamanda asit moleküllerinin geçişine de olanak sağlayarak erozyon ve çürük gibi patolojik olaylara neden olmaktadır (Hara, 2010). Uzunlukları 160 nm ve genişlikleri 20-40 nm olan mine prizmaları heksagonal bir yapıda atomlardan oluşmaktadır. Prizmalarının bu karakteristik yapısı, dizilim şekli ve yönleri mineye kuvvetler karşısında direnç kazandırmaktadır. Bunun dışında,

kristallerin arasındaki interkristalin mikroalanlarını dolduran kalsiyum karbonat tuzları da mineye ekstra dayanım sağlamaktadır.

Minenin kalınlığı her yerde aynı olmayıp kesici dişlerin insizal kenarında 2 mm, küçük azı dişlerinin tüberkül tepelerinde 2,3-2,5mm ve büyük azıların tüberkül tepelerinde ise 2,5-3 mm civarındadır. Buna karşın kole bölgelerinde kalınlığı 0,3 mm'den 100 mikrona kadar değişebilmektedir (Berkovitz et al. 1995; Slavkin HC, 1996; Rensberger, 1997).

Minenin Knoop sertlik değeri 343 olup (Hosoya 2000; Piesco & Simmelink, 2002;), yaşla beraber su kaybına bağlı olarak artmaktadır. Minenin sertliği dokunun kalınlığına ve dişin bölgelerine göre farklılık göstererek yüzeyden başlayarak dentine doğru gittikçe azalmaktadır. Elastisite modülü yüksek ve çekme dayanımı düşük olan mine dokusu, kırılgan yapılıdır ve üzerine gelen kuvvetlerin büyük bir kısmı dentin dokusu tarafından absorbe edilmektedir (Collys 1992; Slavkin HC, 1996).

2.2. Dentin Dokusu

Dişin kuronunda mine ve kökünde sement dokusu tarafından çevrili olan dentin dokusu, dişin en büyük hacime sahip vital dokusudur. Mezoderm kökenli olup pulpanın çevresinde yerleşerek onu koruyan dentin dokusu aynı zamanda mineyi desteklemektedir. Heterojen bir yapıda olan dentin dokusu pulpanın en dış tabakasını oluşturan odontoblast hücreleri tarafından sentezlenen kollajen ağın üzerine hidroksiapatit kristallerinin çökmesi ile oluşmaktadır (Weiner 1998, Kinney 2003). Dokunun içeriği ağırlıkça %70 mineral, %20 organik, %10 sudan oluşmaktadır. Dentinin anatomik bölgesine göre sertliği ve mineral içeriği farklı olabilmektedir. Dentin yapısında bulunan esas inorganik bileşen hidroksiapatittir. Dentini içeriğinde bunlardan başka eser miktarda kalsiyum karbonat, flourid, magnezyum, çinko, fosfat ve sulfat iyonları da bulunmaktadır. Hidroksiapatit kristalleri ortalama 20-30 nm genişliğinde, 3-4 nm kalınlığında ve 60-70 nm uzunluğundadır (Piesco & Simmelink, 2002; Carda 2006; Tjäderhane 2009; Lin 2010).

Dentinin organik matriksi % 85-90 oranında kollajenden oluşmaktadır. Bunların büyük kısmı Tip I kolajenden oluşmaktadır. Az miktarda ise Tip V ve III'de bulunmaktadır (Tjäderhane 2009) Fosfoproteinler, glikoproteinler, sialoproteinler, γ-karboksiglutamat proteinler, büyüme faktörleri ve yağlar organik yapının kollajen olmayan bileşenlerini oluşturur (Simmelink, 2002; Mazzoni 2009; Orsini 2009).

Ortalama çapları 50-100 nm olan kollajen fibriller dentinin yapısı içerisinde rastgele yerleşmişlerdir. (Jones & Boyde, 1984) Kollajen iskelet intra ve ekstrafibriller olarak iki bölgeye ayrılmaktadır. Mineral yapının %70-75'i ekstrafibriller yapı içerisindedir (Pidaparti, 1996). Bu kristaller mine yönünde düz tabaka oluştururken pulpa yönünde iğne şeklinde uzantılar oluşturur (Kinney ve ark. 2001). Pulpa dokusuna yakın bölgelerde bulunan mineraller daha çok kollajen fibrillerin MMP'ler ile bağlanma noktalarında bulunmaktadırlar. Pulpanın bu özelliği eroziv lezyonlarda enzimlerin kollajen matriks içerisindeki fibriller üzerindeki yıkıcı etkisini sınırlandırmaktadır (Zheng ve ark. 2012).

Dentinin yapısı yaşlanma, travma, diş çürüğü gibi fizyolojik veya patolojik etkiler karşısında değişebilmektedir (Marshall, 1993). Dişin sürmesi esnasında oluşan ilk dentin primer dentin olarak adlandırılır. Dişte herhangi bir patolojik sorun olmadığı sürece fizyolojik olarak sekonder dentin oluşumu ömür boyu devam eder. Dişe gelen farklı dış etkenler ise tamir veya tersiyer dentinin oluşmasına sebep olur. Tersiyer dentin yapı itibariyle düzensiz yapıdadır (Scott & Symons, 1974).

Dentin mineral içeriğine göre mineden daha yumuşak ancak sementden daha sert yapıdadır. Dentinin Knoop sertlik değeri 68'dir. Ancak dokunun sertlik değeri dentindeki yapısal değişikliklere bağlı olarak değişmektedir. Buna göre sklerotik dentinde bu değer 80 iken çürükten etkilenmiş dentinde 25'e kadar düşebilmektedir (Piesco & Simmelink, 2002).

Dentinin yüksek organik içeriği, aynı zamanda yapısında bulunan dentin kanalları dentine mineden farklı olarak elastisite kazandırmaktadır. İçi dentin sıvısı ile dolu dentin kanalcıkları mineye gelen yüksek çiğneme kuvvetlerini hafifleterek absorbe etmektedir (Pashley ve ark. 2002; Breschi ve ark. 2018).

Dentin dokusu içerik olarak kemiğe benzese de kan damarlarının bulunmaması ve tamir yeteneğinin yavaş olması ile kemikten farklılık göstermektedir. Dentin yapı olarak kanallardan oluşmakta ve bu kanalların çapı mineden pulpaya doğru gittikçe artmaktadır. Bu tür yapı aynı zamanda derin tabakalarda tübüllerin içerisindeki sıvı miktarının artmasına ve bağlanmanın negatif olarak etkilenmesine neden olmaktadır (Pashley ve ark. 1993; Van Meerbeek ve ark, 2003).

Dentine bağlanmada başka bir güçlük ise oluşan smear tabakasıdır (Van Meerbeek B. V., 2006; Perdigao, 2006). Smear tabakası, kavite preparasyonu neticesinde oluşan hidroksiapatit ve denatüre kollajenden oluşan bir yapıdır. Yaklaşık olarak 1-10 μ kalınlığında olan smear tabakası, dentin kanallarını tıkayarak geçirgenliği azaltır ve bağlanmayı ciddi şekilde olumsuz yönde etkiler (McComb, 1975; Pashley D. H., 2002; Van Meerbeek B. V, 2006; Spencer ve ark. 2010). Dentin dokusuna bağlanmanın arttırılabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması veya modifiye edilmesi gerekir. Tabakanın uzaklaştırılması asit uygulaması ile mümkün olup modifiye edilmesi için ise içerisinde asidik monomer bulunan adeziv reçineler kullanılmaktadır. (Barkhordar ve ark. 1997; Niu ve ark, 2002; Oliveira, 2003)

2.3. Diş Çürüğü

Diş çürüğü yeryüzündeki insanlar arasındaki en yaygın multifaktöriyel özellikli sağlık problemlerinden bir tanesidir. (Ganss, 1999; Rickard GD ve ark. 2004; Adachi, 2007) Diş çürüğü diş üzerinde oluşan plak içerisinde yerleşmiş patojen bakterilerin metabolik faaliyetleri ile ortaya çıkan asidin etkisiyle meydana gelen patolojidir. Dişin sert dokularının yapı taşı olan kalsiyum fosfat kristalleri ile organik matriks arasındaki H^+ bağlarının bozulması sonucu önce moleküler düzeyde başlayan, daha sonra mikroskobik ve makroskobik düzeyde görülen değişimler dişlerde madde kayıplarına neden olmaktadır. Bu süreç demineralizasyon aşamasında diyetin daha çok alkalen karakterli ve minerallerden zengin olması ile geri dönebilmektedir. (Johansson, E, 2009; Mäkinen, 2010). Demineralizasyon ve remineralizasyon birbirini izleyen belirli bir uyumla çalışan proseslerdir. Karyojenitesi yüksek olan sakkaroz, plak ve dental biofilm içerisinde bulunan St. Mutans, laktobasiller, Actinomyces Naslundii St. Sobrinus (Kinney, 2003; Leme ve ark. 2006) ve benzeri bakteriler tarafından fermente edilerek asit üretilmek ve oluşan asit mine yüzeyindeki biofilmde toplanarak nötral pH düzeyini kritik 5,5 pH'ın altına indirerek diş yüzeyinde demineralizasyonun başlamasına neden olmaktadır. (Zero, 1999; Zisu, 2003; Knight GM ve ark, 2008; Johansson E, 2009). Dişin sert dokularındaki madde kayıplarına göre diş çürükleri mine, dentin ve sement çürüğü olarak adlandırılmaktadır. (Featherstone 2004; Ritter, 2018)

2.3.1. Dentin Çürüğü ve Tabakaları

Diş çürüğünün mineden ilerleyerek dentin tabakasına ulaşması hem plak için retantif ortam oluşmasına hem de organik maddeden zengin dokuda çürüğün daha hızlı

ilerlemesine sebep olmakta ve bu şekilde dentinde daha büyük kavite oluşmaktadır (Silverstone, 1985; Thylstrup A, 1986). Dentin çürüğü pulpadan mineye doğru: enfekte dentin, bulanık dentin, subtransparan dentin, transparan dentin, ve normal dentin olmak üzere 5 tabakadan oluşmaktadır. Bu tabakalar yavaş hızda ilerleyen çürükte içerisinde açıkça ayırt edilirken aktif olarak ilerlemekte olan çürükte güçlükle ayırt edilebilmektedir (Ritter, 2018).

Dentin çürüğü mineden başlayarak dentine doğru yayıldıkça tepesi pulpaya bakan üçgen şeklini alır Buna sebep; hem dentinin tubül yapısı hem de içeriğinde olan inorganik maddenin azlığı sonucu bakterilerin hızlı şekilde alt tabakalara ilerlemesidir. Bakterilerin bu şekilde hızlı ilerlemesinin başka bir nedeni de mine dentin sınırının hem mine hem de dentine göre bakterilere daha az direnç oluşturmasıdır. Dentin çürüğü hem bakterilerin oluşturduğu asidin inorganik matriksi çözmesi hem de organik matriksin esasını oluşturan kollajenleri parçalaması sonucu aktif şekilde ilerler (Ritter, 2018).

2.3.1.1. Normal Dentin

Dentinin en iç tabakası olup odontoblastik uzantıları bulundurmaktadır. Apatit kristalleri ve kollajen bağlantıları normal yoğunlukta ve miktardadır. Dentin kanallarında bakteri mevcut değildir. Dentinin bu tabakası uyaranlara karşı keskin cevap verebilmektedir. (Roberson TM, 2002; Ritter, 2018)

2.3.1.2. Subtransparan Dentin

Dentin kanallarının lümeninde ince kristaller bulunmaktadır. İntertübüler dentin demineralizasyona uğramış olsa da remineralizasyon kapasitesini korumaktadır. Odontoblastik hücrelerin hasar görmesi sonucu uyaranlara karşı pulpa yanıtı oluşmaktadır (Roberson TM, 2002; Ritter, 2018)

2.3.1.3 Transparan Dentin

Transparan dentin bakteriden yoksun, mineral kaybına bağlı olarak normal dentine göre daha yumuşak olup dentin kanalı lümenlerinde büyük kristaller bulunmaktadır. Kollajen yapı bozulmamış olup kristallerin çökmesi için zemin hazırlamaktadır. Pulpa uyaranlara yanıt vermekte ve canlı olduğu sürece tabaka mineralleşme kabiliyetini devam ettirmektedir (Ritter, 2018).

2.3.1.4 Bulanık Dentin

Bu tabakada artık kollajen yapı bozulmuş, dentin kanalları çok genişlemiştir. Kanallarda bakteriler görülmektedir. Kollajen yapının bozulması ile mineralleşme kabiliyetini kaybetmiş bu tabaka geri dönüşümsüz bozulduğu için ortamdan uzaklaştırılmalı, restorasyonlar bu şekilde uygulanmalıdır (Roberson TM, 2002; Ritter, 2018).

2.3.1.5 Enfekte Dentin

Bu dentin tabakası oklüzyona en yakın tabaka olup tamamen bozulmuştur. Kollajen yapı ve dentin tübüllerinin tamamen kaybolduğu bu tabakada, minerallerin kaybına bağlı olarak dentin yapısı çok yumuşak olup bakterilerden zengindir (Ritter, 2018). Çürük dentin kaviteden uzaklaştırılması gerekli bir prosedür olmakla birlikte yapılan ultramikroskobik çalışmalarda çürük dentinin üç tabaka şeklinde karşımıza çıktığı belirtilmiştir. Bunlardan en dış tabaka bakteriyel kontaminasyona uğramış, dentin dokusunun organik yapısı geri dönüşümü olmayacak şekilde bozulmuş, kollajen matriks yıkılmış ve tekrar remineralize olmaması nedeniyle mutlaka uzaklaştırılması gereken tabaka olarak, orta tabaka demineralize bölgelerin olduğu, aletlerle kolayca uzaklaştırılamayıp sadece kuvvetli basınç veya döner aletler ile uzaklaştırılabilen ve iç tabaka ile sınır oluşturan tabaka olarak iç tabaka ise çürükten etkilenmiş ancak bakteri içermeyen ve remineralize olabileceği için kavitede bırakılması gerekilen bir tabaka olarak bildirilmiştir (Ritter, 2018). Nekrotik dentin el aletleri ile bile kolayca uzaklaştırılabilecek kadar yumuşamış bir tabaka olarak gözlemlenebilmektedir. Histolojik olarak incelendiğinde dentin kanallarının yapısının bozulmuş, bolca nekrotik dokular ve bakteriler ihtiva eden granüler tabaka şeklinde izlendiği görülmektedir. Lezyon yavaş ilerlemişse transparan tabakanın, hızlı ilerlediğinde ise enfekte dentinin daha kalın olduğu gözlemlenmektedir. (Roberson TM, 2002; Ritter, 2018).

Dentin dokusunun ne kadar sağlıklı olduğu klinikte genellikle ayna ve sondla dokunsal ve görsel olarak tayin edilmeye çalışılır. Muayene sırasında dentinin yapısı, rengi, sertliği ve bakteriyel durumu tamamen subjektif olarak tayin edilmektedir. (Kidd ve ark, 1996 Banerjee, 2000). Bu sebepten birçok araştırmacı dentin çürüğünün tanısında daha objektif yöntemlerin kullanılmasını savunmaktadır. Çürük boyama yöntemi ile (Fusayama, 1979; Kuboki ve ark. 1983; Anderson M ve ark. 1985) diş çürüğünün tespit edilmesi sırasında ayna ve sondla yapılan muayenede sağlıklı olarak

kabul edilmiş dişlerin çoğunda dentinin boyandığı saptanmıştır (Kidd ve ark 1989; Tarım ve ark. 2003). Çürük boyama solüsyonları çürükten etkilenmiş dentini çürük dentinden ayırmaya yardımcı olsa da gerek mikroorganizmaların eliminasyonu gerekse de derin tabakalarda sağlıklı dentini boyaması ile de tam güvenilir bir yöntem değildir (Anderson M, 1985; Roberson TM, 2002 Hammama, 2015; Ritter, 2018).

2.4. Çürük Teşhis Yöntemleri

2.4.1. Geleneksel Yöntemler

2.4.1.1. Dokunsal ve Gözle Müayene

Çürük teşhisinde en çok kullanılan yöntem gözle muayene yöntemidir. Çürükler minedeki artmış mikroporozite sonrası gözle görülür hale gelmektedir. Ancak, mikroporozite çoğu zaman plak, diş taşları ve tükürük ile kaplandığı için gözle kolaylıkla teşhis edilememekte, iyi bir temizleme ve akabinde tükürük ve sıvının uzaklaştırılması sonrasında görülür hale gelmektedir (Thompson, 2005). Muayene esnasında öncelikli olarak doku bütünlüğü, lezyonun lokasyonu, renk, opaklık, şeffaflık ve yüzey özellikleri subjektif olarak yorumlanmaktadır (Ekstrand, 1997). Yapılan çalışmalarda sağlıklı dişlerin %55'nin çürük olarak teşhis edilebileceği bildirilmiştir (Lussi, 1993). Aproksimal alanlardaki çürüklerin, kavitasyonları daha oluşmamış lezyonların sadece inspeksiyonla teşhisi ayrıca zorluk teşkil etmektedir (Ismail, 1997; Nyvad, 1999; Kühnisch, 2009). Tüm bunlarla birlikte sondla muayene remineralizasyonu mümkün olabilecek demineralize mine alanlarında geri dönüşümü mümkün olmayan defektler oluşturma ihtimalini ve ayrıca sondun ucunda bir alandan diğerine bakteri taşıyarak kontaminasyona neden olabilmesine bağlı olarak önerilmemektedir (Lussi, 1997; Nyvad 1999; Kuhnisch J, 2007).

2.4.1.2. Radyolojik Muayene

Radyografik teşhis diş hekimliğinde en çok kullanılan teşhis yöntemlerinden biridir. Daha çok düz yüzeylerde, fissür ve çukurcuklarda diş çürüklerinin teşhisinde birçok hekim tarafından öncelikle görsel muayene tercih edilse de gözle görülmeyen aproksimal alanların teşhisinde en etkili tanı yöntemi radyolojik muayenedir (Pits, 1990; Fejerskov 2003). Okluzal çürüklerin teşhisinde özellikle küçük lezyonlarda X ışınları öncelikle sağlıklı mineden geçtiği için bu bölgelerde teşhis bir hayli güçtür (Kidd ve

ark. 1993). Çürüklerin doğru şekilde teşhis edilmesi, çekim tekniği, filmi çeken teknisyenin bilgi ve tecrübesi, ışınlama parametreleri ve tekniği, banyo işlemleri gibi birçok faktöre bağlıdır. Görsel olarak lezyonların derinliğinin radyografik görüntü üzerinden tespiti oldukça zor olup, mine dentin sınırına ulaşmayan lezyonlar da genellikle tespit edilememektedir (Bronkhorst ve ark. 1992; Rocha, 2003). Radyografik yöntemler gözle muayene ile birlikte kullanıldıklarında okluzal çürük tespitlerinde doğruluk düzeyi yükselmektedir (Fracaro, 2001; Ekstrand, 2007).

2.4.2. Modern Çürük Teşhis Yöntemleri

Geleneksel yöntemlerin daha çok subjektif oluşu, her durumda aynı sonucu vermemesi bu yöntemlerin başarısını düşürmektedir. Araştırmacılar bu konuda temelde fiziksel bir ışın sinyalinin olduğu ve elektronik olarak bu sinyalin yorumlanmasına dayanan yöntemler geliştirmeye devam etmektedir. Teknolojik gelişmeler ile birlikte hekimlerin kullanımına sunulan yeni yöntemler ve cihazlar çürük teşhisinde doğruluğu daha yüksek sonuçlar göstermektedir (Gündüz, 2003; Ergücü ve ark. 2006; Pretty ve ark. 2006).

2.4.2.1. Modern Radyografik Yöntemler

Dijital teknolojinin gelişmesi banyolu yöntemlerin kullanımının ortadan kalkmasına ve hızlı, daha net görüntülerin elde edilmesine olanak sağlamıştır. Yeni dijital cihazlar hızları ve görüntü kalitelerine göre okluzal çürüklerin teşhisinde klasik yöntemlere tercih edilmektedir (Akdeniz ve ark. 2000; Navarro ve ark. 2008). 0-255 değerleri arasında bir değere karşılık gelen piksellerden oluşan dijital radyografi daha düzgün tanı konulmasına olanak sağlamaktadır. 0 değeri beyaza, 255 değeri siyaha denk gelirken ara değerler de grinin tonlarını göstermektedir. Dijital radyografi ile farklı algoritmalar kullanarak diagnostik performans arttırılabilmektedir.

Dijital radyografik yöntemlerin gelişmesi ve yapılan yeniliklerden biri TACT (Tuned Aperture Computed Tomography) cihazıdır ki, bu yöntemde CCD sensörlü dijital sisteme bilgisayar yazılımı ilave edilmiştir. Bu yöntemle dijital görüntülere üçüncü boyut kazandırarak çürük derinliği ve genişliği hesaplanmaya çalışılmaktadır (Yousifzadeh, 1999; Bader ve ark. 2002; Nair ve ark. 2002; Özgür ve ark. 2018).

Başka bir yöntem olan dijital fark radyografisinin çalışma prensibi; dişlerin iki radyografik görüntüsünün piksel değerlerinin birbirleri ile karşılaştırılması sonucu oluşan farkın değerlendirilmesine dayanmaktadır. Bu yöntemin düzgün çalışması için çekilen röntgenlerin film tutucu vasıtasıyla standardize edilerek uygulanması gereklidir. Klinik olarak bu röntgenlerin standart çekilmesindeki zorluklar yöntemin fazla yaygınlaşmasını önlemiştir (Eberhard ve ark 2000; Mora ve ark 2007; Bernardes ve ark. 2009).

2.4.2.2. Kantitatif Işık Floresansı (Quantitative Light Induced Fluorescence – QLF)

Bir objenin belirli bir dalga boyundaki ışıkla uyarılması ve objenin daha geniş bir dalga boyundaki ışığı yansıtması floresans olarak tanımlanmaktadır. Kantitatif Işık Floresans yöntemi görünür ışık kaynağı kullanarak dişin sert dokularından yansıyan ışığın demineralizasyona uğrayan dokulardan farklı yansımasının değerlendirilmesine dayanmaktadır. Diş sert dokularının otofloresans özellikleri olup sağlıklı diş dokuları muayenede yeşil renkte görülmektedir. Çürük dokusunda mineral miktarı azaldığı için bu bölgeler karanlık bölgeler olarak görülmektedir (Karlsson ve ark, 2010; Özgür ve ark, 2018). Cihaz; ucundaki ışık probu, geniş filtre ve toplanan verileri yorumlayan bilgisayar yazılımından oluşmaktadır (Dennison ve Hamilton, 2005). Probun ucundaki ksenon ark lambası 290-450 nm dalga boyu ışık emisyonuna sahip olup minedeki demineralizasyonu ayırt edebilmektedir (al-Khateeb ve ark. 1997; Tassery ve ark. 2013). QLF hipoplazi, çürük veya dişin başka anatomik özellikler arasındaki farkı ayırt edemediği için mutlaka klinik muayene ile desteklenmelidir. QLF vasıtasıyla yapılan ölçümler dijital sisteme kaydedilebildiği için farklı zamanlarda yapılan ölçümler arasında kıyaslama yapılabilmektedir (Korkut ve ark. 2011; Özgür ve ark. 2018).

2.4.2.3. Fiber Optik Transilüminasiyon Yöntemi (FOTI)

Dişin yapısında bulunan madde kayıplı bölgelerdeki ışık geçirgenliğinin sağlam diş yapısından daha düşük olmasına bağlı ışığı daha çok yansıtabilme esasına dayalı bir sistemdir. Bu yöntemde ışık kaynağından yüksek yoğunlukta gelen beyaz ışık ince bir uç ile dişin dil veya yanak yüzeyine uygulanır. Sağlıklı mine yüksek mineral içeriğine sahip hidroksi apatit kristalleri nedeniyle tamamen saydam izlenirken, dentin turuncu kahve renkte izlenmektedir (Strassler ve ark. 2008; Mialhe ve ark. 2009; Gomez ve

ark. 2015). Mine ve dentindeki demineralizasyon alanları ışığın kırılmasına neden olarak koyu gölgeler oluşturmaktadır. Ara yüz lezyonlarının teşhisinde başarılı bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Pretty, 2006; Strassler ve ark. 2008).

2.4.2.4. Dijitalize Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi (DFOTI)

FOTI yöntemi ekonomik ve çok basit bir yöntem olsa da subjektif olması, görüntünün kaydedilememesi, sensitivitesinin düşük olması, alınan verilerin kaydedilememesi gibi dezavantajlara da sahiptir. İşte bu dezavantajların ortadan kaldırılabilmesi için Dijitalize Fiber Optik Transilüminasyon Yöntemi geliştirilmiştir (Vaarkamp ve ark. 1995; Bin-Shuwaish ve ark. 2008). Verilerin CCD sensörü vasıtasıyla kayda alındığı DFOTI yönteminde bilgiler dijital kamera vasıtasıyla bilgisayar ekranına aktarılmaktadır. Çürük alanların siyah gölgeler şeklinde görüldüğü bu yöntemde görüntülerin analizini yapan bir yazılımın olmaması nedeniyle analiz hekim tarafından yapılmaktadır. DFOTI yöntemi geleneksel radyografilerle kıyaslandığında hem aproksimal hem de okluzal çürüklerin teşhisinde daha hassas bir yöntem olarak bildirilmiştir (Schneiderman A, 1997; Bin-Shuwaish. 2008).

2.4.2.5. Elektronik Çürük Monitörü (Electronic Caries Monitor – ECM)

Elektriksel iletkenlik yöntemi sağlıklı ve demineralize dokular arasında oluşan iletkenlik farkının ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Sağlıklı minenin iletkenliği sınırlıyken, demineralize ve lezyonlu yüzeylerin geçirgenlikleri arttığı için ölçülebilir iletkenliğe sahiptirler. Diş dokularında olan bu iletkenliğin, yüzeyinde madde kaybı olmayan beyaz nokta lezyonlarında bile görüldüğü bildirilmiştir (Lussi ve ark. 1999; Kes ve ark. 2020).

2.4.2.6. Optik Koherens Tomografisi (Optical Coherence Tomography – OCT)

Bu yöntem 1310 nm dalga boyunda kızılötesi ışık kullanılarak dişlerin yarı şeffaf yapısından yararlanılarak geliştirilmiş ve dişlerin kesitsel görüntülerini oluşturan, dokulara zararsız, iyonize olmayan optik bir sistemdir (Lee ve ark 2009; Özgür ve ark. 2018). Polarize Optik Koherens Tomografi'nin lezyon derinliğinin, dokulardaki

demineralizasyon derecesinin ve çürük lezyonlarında oluşabilecek değişikliklerin tespitinde faydalı olabileceği bildirilmiştir (Jones ve ark. 2006). OCT ile ilgili klinik çalışmaların olmaması ve yapılan çalışmaların mineyle sınırlı olması bu yöntemin klinik kullanıma girmesi için daha çok araştırma yapılmasını gerekli kılmaktadır (Hall ve ark. 2004; Özgür ve ark. 2018).

2.4.2.7. Elektrik Empedans Spektroskopisi (Electrical Empedans Spectroscopy - EES)

Temelinde dokuların elektrik iletmelerindeki farkı esas alan EES cihazı alternatif akım kullanılarak çalışmaktadır. Sağlam mine dokusunun yalıtkan özelliği demineralizasyonla birlikte kaybolmaktadır. Yöntem; diş yüzeyine uygulanan düşük voltajlı akımın mineral kaybı olan dokulardan iletilmesi ve bu iletinin derecesine göre dokuda yaşanan yoğunluk değişiminin değerlendirilmesi esasına dayanmaktadır (Huysmans ve ark. 1996; Longbottom, 2004).

2.4.2.8. Lazer Floresans Yöntemi (DIAGNOdent)

Bu yöntem modern çürük teşhis yöntemleri arasında en çok kullanılan yöntemlerden biridir (Jablonski-Momeni ve ark. 2014). Temelinde çürük ve sağlıklı dokuların lazer ışınlarını farklı absorbe edip saçması yeralır. Amaç; çürüklerin saptanıp nicel olarak ölçülmesidir (Korkut ve ark. 2011).

Bu prensibe dayanarak geliştirilen DIAGNOdent cihazı 1998 yılında tanıtılmıştır. X ışını içermemesi, girişimsel olmaması, fissür ve çukurlardaki çürüklerin erken teşhisine olanak sağlaması, ağrısız olması yöntemin daha çok tercih edilmesine sebep olmaktadır. Bununla birlikte pahalı olması, restorasyonlu dişlerde sekonder çürüğün tespitinde, plak, diş taşı ve renklenmeleri olan dişlerde yanlış pozitif sonuç vermesi yöntemin dezavantajlarıdır (Lussi ve ark. 1999, 2001; Shi ve ark. 2000).

Demineralizasyona uğramış diş dokularına belirli bir dalga boyunda ışık uygulandığında sağlıklı dokulardan farklı ışık yansıması olmaktadır. DIAGNOdent cihazı 655 nm dalga boyundaki kırmızı diod lazer ışığını fiberoptik uç vasıtasıyla dişin yüzeyine taşımaktadır. Diş dokuları tarafından emilen ışınlar floresans fotonları olarak geri yansımaktadır. Fiber ucun etrafına yansıyan fotonları emebilen filtre

yerleştirilmiştir. Filtreden geçen sinyaller foto dioda iletilmekte ve foto diod tarafından sayısal olarak ölçülüp monitöre ulaştırılmaktadır. Dokulardan yansıyarak saçılan floresans fotonları çürüğün derinliği ile doğru orantılıdır. Bu sistemin kalibrasyonu sağlıklı mineye göre yapılmıştır (Hibst ve ark. 2001; Lussi ve ark. 2004).

DIAGNOdent cihazı elektronik ünite, optik kablo ve iki tip fiber uçtan oluşmaktadır. Konik uç okluzal yüzeylerde, düz uç ise düz yüzeylerde kullanılmaktadır. Ölçüm yapılan yüzeyin temiz olması, üzerinde herhangi bir oluşumun varlığı ve rengin olması önem taşır. Diş dokularındaki renk ve anatomik yapı farklılıkları kalibrasyonu etkilemekte olup, dişin farklı alanlarından birden fazla ölçüm yapıp en yüksek değeri kaydetmeli ve yeniden değerlendirme yapılırken referans olarak kullanılmalıdır (Lussi ve ark. 1999; Mendes ve ark. 2004; Hosoya ve ark. 2004). Ölçüm yapılırken çürüğün derinliğine bağlı olarak 0 ile 99 arasında bir değer elde edilmektedir (Lussi ve ark. 1999; Toraman ve ark. 2003; Lussi ve ark 2006; 2006b).

DIAGNOdent cihazının özellikleri geliştirilerek daha pratik kullanım sunan DIAGNOdent pen cihazı geliştirilmiştir. Dişe uygulanan başlığın çapı bu alette önceki versiyona göre küçültülmüştür. Küçülen boyutu ve daha hafif oluşu klinik olarak kullanımını kolaylaştırmıştır. Ara yüzlere ve fissürlere daha kolay ulaşım için başlığın dönme haraketi yapabilmesi sağlanmıştır. Sistem konik ve silindirik olmak üzere iki uç içermekte olup, konik uç aproksimal yüzeylerde, silindirik uç ise okluzal yüzeylerde kullanılmaktadır (Kühsnich ve ark. 2007; Rodrigues ve ark. 2008; Huth ve ark. 2008; De Benedetto ve ark. 2011).

2.5. Matriks Metalloproteinazlar (MMP)

Matriks metalloproteinazlar, çinko ve kalsiyuma bağlı olarak kollajen doku ve bağ dokusu içerisinde bulunan ekstraselüler matriks (ECM) ve bazal membran komponentlerini parçalayan enzimlerdir (Aksun, 2001; Tjäderhane, 2013).

“Nötral endopeptidaz” olarak adlanan bu enzimler ilk olarak 1962 yılında Gross ve Lapiere tarafından tanımlanmıştır. 1980’li yılların başında Dayan ve ark. tarafından dentin dokusunda kollejonolitik aktivite olduğu tespit edilmiş, 1986 yılında MMP enzimleri tanımlanmıştır. MMP’ler çürük etiyolojisi, yara iyileşmesi, pulpa iltihabı, morfogenezis, anjiyogenezis, periodontal hastalıkların oluşumu, iltihap yayılımı,

metastaz ve tümör yayılımı gibi birçok fizyolojik ve patolojik süreçte rol almaktadır. İnsan vücudunda tanımlanmış 23 çeşidi olup bunlar; jelatinaz (Gelatinases), stromelisin (Stromelysins), kollajenaz (Collagenases), Matrilisin (Matrilysins), membran tip (Membrane type) ve başka tipleri olarak 6 grupta toplanmaktadır. Yapılan çalışmalarda dentin dokusunda MMP-2, MMP-3, MMP-8, MMP-9'un mevcut olduğu, MMP-20'nin ise dentin sıvısında yer aldığı bildirilmiştir (Mazzoni ve ark. 2009; Santos ve ark. 2009, Strobel ve Helwig 2015). Çürük dentin dokusunda MMP-2 ve MMP-9'un daha çok bulunduğu da tespit edilmiştir (Zehnder ve ark. 2011; Mazzoni ve ark. 2012). (Tablo 2-1).

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

GRUP	ETKİ ETTİĞİ SUBSTRAT
KOLLAJENAZLAR	
• İnterstisyel Kollajenaz **(MMP-1)**	Kollajen tip I, II, III, VII, X (Fibriler)
• Nötrofil Kollajenaz **(MMP-8)**	Kollajen tip I, II, III
• Kollajenaz 3 **(MMP-13)**	Kollajen tip I, II, III, IV, gelatin
JELATİNAZLAR	
• Jelatinaz A **(MMP-2)**	Jelatin, kollajen IV, V, VII, X, elastin, fibronektin
• Jelatinaz B **(MMP-9)**	Jelatin, kollajen tip IV, V, I, III, fibronektin, elastin
STROMELİSİNLER	
• Stromelisin 1 **(MMP-3)**	Kollajen tip III, IV, V, IX, proteoglikanlar, fibronektin, laminin jelatin, tip III, IV, V kollajen, fibronektin a1 proteinaz inhibitörleridir.
• Stromelisin 2 **(MMP-10)**	
• Stromelisin 3 **(MMP-11)**	
MT-MMPs	
• MT1-MMP **(MMP-14)**	Pro MMP-2, pro MMP-13, kollajenler, fibronektin
• MT2-MMP **(MMP-15)**	MT1-MMP ile benzerdir. Pro MMP-2
• MT3-MMP **(MMP-16)**	Pro MMP-2
• MT4-MMP **(MMP-17)**	Pro MMP-2
• MT5-MMP **(MMP-24)**	
• Matrilizin **(MMP-7)**	Jelatin, fibronektin, elastin, kollajen tip IV Elastin fibronektin, kazein.
• Metalloelastaz **(MMP-12)**	

Amelogenini parçalayabilen Jelatinaz A ve onun aktivatörü olan membrantip–1 MMP ameloblast, odontoblast ve pulpa tarafından üretilmektedir. (Caron ve ark. 2001; Caterina ve ark. 2002; Bartlett ve ark. 2004). İnsan dentininde MMP-2'nin mevcut olması ilk defa Martin-De Las Heras ve ark. (2000) tarafından tanımlanmış, mineralizasyon sonrası matriksin yeniden şekillendiği gösterilmiştir (Martin-De Las

Heras ve ark. 2000). Nötrofil kolejenazların ve jelatinazların aktif ve öncü formlarının dentin çürüğü içinde bulundukları ve doğal olarak aktive oldukları bildirilmiştir (Tjäderhane L ve ark. 1998; Sulkala ve ark. 2007). Kollajen matrikste bulunan MMP enzimlerinin üzeri ince apatit kristalleri ile sarılı olup bu kristaller yerine göre ekstra ve intrafibriller kristalitler olarak adlandırılmaktadırlar. Bu alanda bulunan MMP'ler inaktifdir (Pashley ve ark 2011).

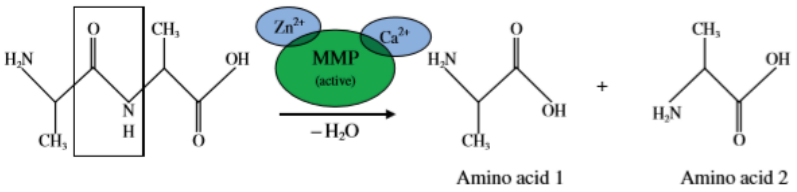
Zayıf asiditeye sahip self-etch adezivler ekstrafibriller kristalitleri, asidik self etchler ise intrafibriler kristalitlerin bir kısmını aktive ederek matriksmetalloproteinaz enzimlerini kollajen fibrillere doğru harekete geçirir. Etch & rinse sistemler ise hem ekstra hem de intrafibriler kristallerin uzaklaşmasını sağlayarak enzimlerin aktifleşmesine ve özellikle de reçinenin ulaşamadığı kısımlarda yıkıma neden olurlar (Pashley ve ark. 2011).

Etch & rinse adeziv sistemlerinde kullanılan %35'lik fosforik asitin pH değeri 0,7-1 arasında değişmekte olup mineralize dentin dokusuna uygulandığında MMP'lerin denatürasyonuna sebep olmaktadır (Mazzoni ve ark 2006; Saffarpour ve ark 2016). İki aşamalı etch and rinse sistemi kullanılarak yaşlandırma yapılmış örneklerde hibrit tabakanın içeriğinde MMP-2'nin mevcut olduğu bildirilmiştir (Mazzoni ve ark. 2011). MMP-2'lerin asit uygulamasından sonra aktif hale geldiği (Hashimoto ve ark. 2003; De Munck ve ark. 2004; Mazzoni ve ark. 2006; Nishitani ve ark. 2006; Garcia- Godoy ve ark. 2007; Soares ve ark. 2008; Saffarpour ve ark 2016) ve reçine infiltrasyonu sonrasında da aktif olarak kalabildiği bildirilmiştir (Gendron ve ark. 1999; Garcia-Godoy ve ark. 2007; Reis ve ark. 2007; De Munck ve ark. 2009).

Tek aşamalı birçok self-etch adeziv sistemin pH değeri 1-2 arasında olup MMP enzimlerini denatüre edecek güçte değillerdir. Buna rağmen bazı durumlarda MMP'lerin aktivasyonunu sağlayabilmektedirler. Bu sebepten bu adezivlerle birlikte MMP inhibitörlerinin kullanılması gerekmektedir (Toledanove ark. 2012). Self etch sistemlerdeki asidin MMP-2'lerin sentezini aktive ettiği ve bu MMP'lerin dentin içerisine nüfuz ederek hibrit tabakayı parçaladığı gösterilmiş (Lehmann ve ark. 2009) ve ayrıca polimerize olmamış monomerlerin pulpa fibroblastlarını uyarıp aşırı MMP-2 sentezlenmesine yol açtığı da bildirmiştir (Orsini ve ark. 2011; Wang ve ark. 2014). Hibrit tabakadaki MMP'ler ortamda su bulunmaması durumunda inaktif olarak kalmaktadır (Carrilho, 2005; Tezvergil-Mutluay ve ark. 2010).

2.5.1. Matriks Metalloproteinazları ile Diş çürüğü Arasındakı İlişki

Mikroorganizmaların metabolik faaliyetleri sonucu oluşan asitler öncelikle minenin daha sonra dentinin inorganik matriksini yıkıma uğratarak hidroksi apatitlerin yapısını bozar. Streptococcus Mutans diş çürüğü oluşumunda önemli virulans faktör olarak düşünülse de karyojenik bakteriler yalnızca dentin yüzeyinde demineralizasyona neden olmaktadırlar. İn-vitro yapılan çalışmalar çürük yapan bakterilerin dentini demineralize ettiği halde organik yapının bozulmasından sorumlu olmadığını göstermiştir (Katz, 1987; Okada ve ark. 1995; Barkhatova ve ark. 1996 Jackson ve ark. 1997) (Şekil 2-1). Laktat dehidrogenaz ve glikoproteazların yanısıra hidrolitik enzimlerin de dentin matriksinin yıkımında rol aldığı (Dung SZ, 1995) ve bu bozulmaların matriks metalloproteinaz kaynaklı olduğu belirtilmiştir. (Tjäderhane L ve ark 1998; Sulkala ve ark. 2001) .



Şekil 2- 1: **Matriks-metalloproteinazlar tarafından bağların kırılması sonucunda meydana gelen kollajen yıkım**

Dentine kadar ilerlemiş lezyonlardan elde edilmiş bakteri örneklerinin kollajen yıkım esnasında başarısızlık gösterdiği, aktif çürüğü olan bireylerden alınmış örneklerde aktivite göstermedikleri tespit edilmiştir (Kawasaki ve ark. 1997; Tjäderhane ve ark. 1999).

Diş dokusunun gelişimi, çürük dokusunda yıkım, kompozit dolgu uygulamaları sırasında oluşan hibrit tabakanın yıkımına kadar birçok sürecin sorumlusu olan matriks-metalloproteinazlar odontoblast hücreleri tarafından sentezlenmektedir (Osorio ve ark 2011). Matriks-metalloproteinazları ile Matriks Metalloproteinaz Doku İnhibitörlerinin (TIMP) sentezi arasında hassas bir denge bulunmakta ve bu denge MMP'lerin aktivitesini belirlemektedir. MMP'lerin diş çürüğü ve periodontitis gibi hastalıklarda

doku yıkımında rol aldığı belirtilmektedir. Kollajenazların (MMP-8) bu hastalıklarda ortamda bulunmasını örnek gösterebilinir (Birkedal-Hansen H, 1993; Vuotila ve ark. 2002). Matriks-metalloproteinazlarının dentin matriksi ve tükürükte bulunduğunun kanıtlanması ile dentinin ekstraselüler matriksinin yıkımından bakteriyel proteazlarla birlikde tükürükde bulunan matriks-metalloproteinazlarında sorumlu olduğu anlaşılmıştır. Kollajenaz (MMP-8) ve Jelatinazların (MMP-2, MMP-9) aktif formlarının dentin çürüğündeki yapıların yıkımında görevli olduğu ve aktivasyon sonrası ortaya çıktığı ifade edilmiştir (Erkli ve ark. 2011). Yapay çürük oluşturma deneylerinde ortama dışarıdan kollajenaz ilave edilmesi gerektiği belirtilmiştir (Erkli ve Ersöz, 2011). (Tablo 2-2)

Tablo 2-2: Dentin dokusunda bulunan MMP'ler (Mazzoni, 2009)

Dentin dokusunda yer alan Matriks Metalloproteinazlar	
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)

2.5.2. Matriks Metalloproteinaz (MMP) İnhibitörleri

Matriks-metalloproteinaz enzimleri organizma içerisinde birçok faktör tarafından regule edilmektedir. Birincisi dokulara yüksek molekül yapısından dolayı giremeyen a2-makroglobulin, bir diğeri ise genel antikollajenaz aktivitesi olan C-reaktif proteinidir. Bununla birlikte dokuların içerisinde TIMP denilen MMP'lerin spesifik doku inhibitörleri bulunmaktadır. MMP-2'lerin doku inhibitörü TIMP-2, MMP-9'un doku inhibitörü TIMP-1'dir. Bu jelatinazların aktivasyonu ve inhibisyonu bu sistemlerin dengeli çalışmasına göre regule edilir (Chang ve ark. 2002; Lambert ve ark. 2004).

MMP inhibitörleri ile ilgili çok fazla in vitro çalışmanın olmaması, uzun dönem çalışmaların azlığı, bazı malzemelerin çok pahalı olması bu konuda en çok çalışılan, etkinliği ile ilgili daha çok bilgiye sahip olunan klorheksidinin (CHX) en fazla kullanılan MMP inhibitörü olmasına neden olmuştur (Reis ve ark. 2013; Breschi ve ark. 2020).

2.5.2.1. Epigallocatechin -3- gallate (EGCG)

EGCG yeşil çay içerişinde bulunana en aktif kateşin olarak bilinmektedir. MMP-2 ve MMP-9'ların moleküllerini degrade ederek inhibisyon sağlamaktadır (Demeule ve ark. 2000; Garbisa ve ark. 2001). Yapılan çalışmalar yeşil çayda bulunan kateşinlerin özellikle EGCG'nin MMP-2 üzerinde terapötik etkisi olduğunu göstermiştir. (Chiang ve ark. 2006; Sen ve ark. 2009). Adezivlerin içeriğine katılarak dentin dokusunda erozyon ve abrazyonu azalttığı aynı zamanda periodontal hastalıklarda osteoklast aktivitesinde rol alan MMP-9 aktivitesini inhibe ettiği bildirilmiştir (Yun ve ark. 2004). Dentinin yüzey sertliğini ve hibrit tabakasını koruyarak uzun dönem reçine dentin bağlanma dayanımını da artırdığı bildirilmiştir (Castellan, 2010; Perdigao ve ark. 2013). Diş beyazlatmalarından sonra diş yüzeyde oluşan serbest radikalleri nötralize etmekte bu şekilde restoratif tedaviler beklenmeden yapılabilmektedir (Khamverdi ve ark. 2013).

2.5.2.2. Galardin

Hidroksamat tipte geniş spektrumu olan matriks-metalloproteinaz inhibitörüdür. MMP-2, ve MMP-9 üzerinde etkili olduğu ve ara yüzeylerde nanosızıntıyı azalttığı belirtilmiştir (Breschi ve ark. 2010). Çalışmada galardin kullanılan grupta matriksmetalloproteinaz enzimlerinin aktivitesinde %27 azalma görülürken kontrol grubunda %45 azalma olduğu görülmüştür.

2.5.2.3. Quaternary Ammonyum Bileşikleri (QAC)

Quaternary ammonyum bileşikleri antimikrobal etkisi olan maddelerdir. Adeziv içine ilave edilebilmekte, suda çözünmektedir (Wang ve ark. 2014; Pernak ve ark. 2001). QAC'ların birçoğu sadece pozitif yüke sahip olduğu için dentin yapısındaki kollajen moleküllerinin karboksil gruplarına elektrostatik olarak bağlanmaktadır (Markowitz 2010). Quaternary Ammonyum Bileşikleri komşu kollajen peptitleri bloke

ederek endojen matriksmetalloproteinazlara karşı antiproteolitik etki göstererek aktivitesini inhibe etmektedir (Tezvergil-Mutluay ve ark. 2011).

2.5.2.4. Tetrasiklin (TCs) ve Analogları

Tetrasiklin protein sentezinin yapıldığı ribozomlar üzerinde etkili geniş spektrumlu bir antibiyotiktir. Tetrasiklinlerin inhibisyon mekanizması antimikrobal özelliğinden daha farklı bir mekanizmadır. Doksisiklin ve monosiklin diş hekimliğinde özellikle periodontal hastalıkların tedavisinde geniş kullanım alanına sahiptir (Caton ve Ryan 2011). Dişlere uygulanan asit sonrasında monosiklin solüsyonlarının kullanılmasının bağlanma dayanımına etkisi incelenmiş ancak (Stanislawczuk ve ark. 2011) tetrasiklinlerin MMP inhibisyonundaki rolünün desteklenmesi için daha fazla çalışma yapılması gerektiği bildirilmiştir (Perdigao ve ark. 2013).

2.5.2.5. Benzalkonium Chloride (BAC)

Benzalkoniyum klorit yüzey ajanı olarak dental kavitelerin dezenfeksiyonunda, irrigasyon amaçlı ve diş hassasiyetlerinin giderilmesinde kullanılmaktadır. Dentin dokusuna bağlanması elektrostatik olmaktadır (Kim, 2010). Son zamanlarda çok çalışması yapılan BAC'ın farklı yöntemlerle kullanılarak MMP inhibisyonunda aktif olduğu görülmüştür. BAC içeren asidin kullanılmasının ve asit uygulaması sonrası BAC solüsyonunun dentin üzerine uygulanmasının bağlanma dayanımınını kontrol grubuna kıyasla yükselttiği bildirilmiştir (Mazzoni ve ark. 2012). Tezvergil-Mutluay ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada %0,5 ve %1 konsantrasyonunda kullanılan BAC'ın MMP'leri inhibe ettiği bildirilmiştir (Tezvergil-Mutluay ve ark. 2011b).

2.5.2.6. Etilendiamintetra Asit (EDTA)

EDTA kalsiyum ve çinkoyu çökelterek dentin dokusundaki matriks-metalloproteinazları inaktive ederek (Thompson ve ark 2012) dentinin yapısını korumaktadır (Carvalho, 2012). EDTA asit olarak kullanıldığında dentin reçine arasındaki hibrit tabakanın degrade olmasına karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (Osoriove ark. 2005; Sauro ve ark. 2009). EDTA'nın su ile uzaklaştırıldığı durumlarda demineralize olmuş dentinin mekanik özelliklerinin anlamlı düzeyde azaldığı, matriks-metalloproteinaz inhibisyonunun engellendiği bildirilmiştir (Tezvergil-Mutluay ve ark. 2013).

2.5.2.7. Alkol

Alkol, çinko hidroksil grubunda bulunan oksijenle kovalent bağ oluşturarak matriks-metalloproteinazlarin inhibisyonunu sağlamaktadır (Sela-Passwell ve ark. 2010). Alkolün %50'nin üzerinde MMP-9'u ve matriks MMP'lerinin de %50'den fazlasını denature ederek inhibe ettiği bildirilmiştir. Metanol, etanol, 1-propanol, 2-propanol, 1-butanol, 2-butanol ve tetra butanol kullanılarak yapılan bir çalışmada metanol ve etanolün düşük inhibisyon etkisi gösterirken, yüksek moleküler yapıya sahip alkollerin inhibisyon etkisinin genellikle daha fazla olduğu tespit edilmiştir (Tezvergil-Mutluay ve ark. 2011c).

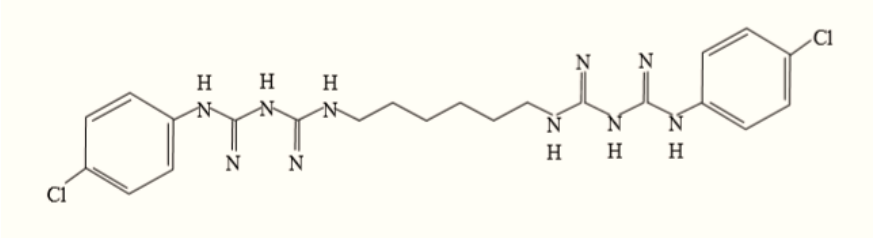
2.5.2.8. Kollajen Çapraz Bağlayıcılar (Cross – Linkers).

Dentin dokusunun organik yapısı %90 Tip I kollajen ve %10 glikoprotein veya fosfoprotein gibi proteinlerden oluşur. Tip I kollajenler kompozit reçinelerin mikromekanik bağlanmasında rol almaktadır. Kollajenler biomodifikasyona uğradığında MMP enzimleri inaktif durumda kalmakta ve böylece daha stabil dentin matriksi elde edilmektedir (Castellan ve ark. 2010). Başlıca çapraz bağlayıcılar olarak Carbodiamid, Glutaraldehid, Genipin, Riboflavin, Proanthocyanidin'i gösterebiliriz (Castellan ve ark. 2010). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda umut verici sonuçlar elde edilmekte olup, uzun dönem bağlanma dayanımı çalışmalarında da artış görülmektedir (Bedran-Russo ve ark. 2010).

2.5.2.9. Klorheksidin

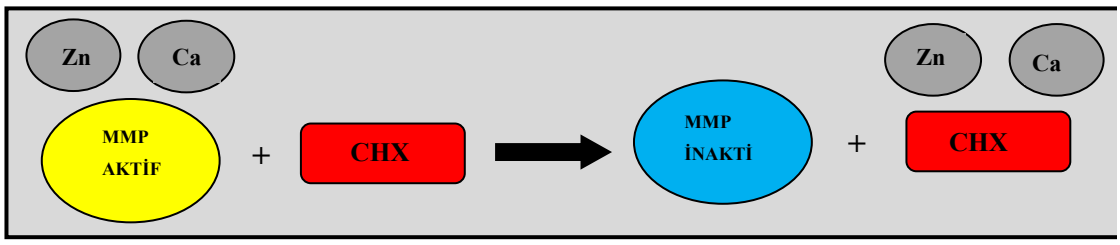
Çalışmalarda en çok kullanılan klorheksidin aynı zamanada en popüler antimikrobiyal ajan ve MMP inhibitörüdür (Kılıç ve ark. 2018; Cevlek ve ark. 2020) Dentin dokusuna uygulandığında dokunun yüzey enerjisini dolayısıyla adezivin ıslatabilirlik özelliğini artırmaktadır (Perdigao J, 1996). Klorheksidin üzerine yapılan bilimsel çalışmalar da diğer dezenfektanlara göre klorheksidinin daha iyi antimikrobiyal aktivite gösterdiği (Jolkovski ve ark. 1990; Gultz ve ark. 1998), topikal ağız gargarası formunun streptococcus mutans ve diğer bakterilerin sayısını ciddi ölçüde azaltması sonucu dental plak oluşumu ve gingivitise karşı etkili olduğu bildirilmiştir (Sorsa ve ark. 1995; Kapdan ve ark. 2003; Türkün ve ark. 2006; Elkassas ve ark. 2014). Klorheksidinin % 2'lik çözeltisinin hücre sitoplazmasında çöküntülere neden olup, hücre ölümüne yol açarak bakteriosid etkinliğinin ortaya çıktığı, çok küçük

konsantrasyonlarının bile MMP-2'lerin ve MMP-9'ların aktivitesini inhibe ettiği bildirilmiştir (Gomez ve ark. 2003; Breschi ve ark. 2010; Collares ve ark. 2013).



Şekil 2-2: Klorheksidinin kimyasal formülü (Gendron1999)

Güçlü + iyon yüküne sahip klorheksidin solüsyonu mineralize olmuş diş dokularında fosfat gurubuna, demineralize dokularda ise karboksil gruplarına bağlanarak katyonik şelasyonlar yapmakta, MMP'lerden çinko ve kalsiyum iyonlarını ayırarak aktivitelerini engellemektedir (Mutluay ve ark. 2010; Pashley ve ark. 2020) (Şekil 2-2). Klorheksidinin dentin kanallarındaki doygunluğuna bağlı olarak gerekli durumlarda yeniden salınmı söz konusu olabilmektedir (Sorsa ve ark. 2007; Carrilho ve ark. 2010; Kim ve ark. 2010). Şekil 2-3'te klorheksidinin MMP aktivitesine etkisi gösterilmektedir (Strobel ve Hellwig 2015). Fosforik asit uygulaması sonrası dentinin demineralizasyonu sonucu aktifleşen MMP'ler klorheksidin tarafından inhibe edilerek hibrit tabakanın bütünlüğü korunmakta, restorasyonların klinik başarısı artmaktadır (Hannas ve ark. 2007; Stanislawczuk ve ark. 2011a; Mazzoni ve ark. 2011; Breschi ve ark. 2020). CHX'in fosforik asit uygulaması öncesi veya sonrasında uygulanması bağlanma dayanımı üzerinde etkisinin araştırıldığı çalışmalarda uygulamanın da zamana bağlı her iki çalışmada bağlanma dayanımını az etkilediği gösterilmiştir (Soares ve ark. 2008; Chang ve Shin 2010; Breschi ve ark. 2020).



Şekil 2- 3 CHX'in etki mekanizması (Strobel ve ark.2015).

Self-etch sistemlerde klorheksidin uygulamasının bağlanma dayanımı üzerinde etkisi tartışma konusu olup bazı araştırmacılar etkili olmadığını savunurken, bazı araştırmacılar da etkili olduğu yönünde çalışmalar yayınlamışlardır (Nishitani ve ark. 2006; Mazzoni ve ark. 2013a).

Klorheksidin konsantrasyonunun bağlanma dayanımı üzerinde etkisi olsa da bu ilişkinin doğru orantılı olmadığı, uygulama şekli, , uygulama tekniği, uygulama süresinin bağlanma dayanımında önemli rol oynadığı belirtilmiştir (Collares ve ark. 2013). Montagner ve ark 2014 yılında yapmış oldukları meta analiz çalışmasında klorheksidinin %0,2'lik konsantrasyonunun dentine olan bağlanmayı başlangıçta negatif yönde etkilediği, buna karşın klorheksidinin %2'lik konsantrasyonunun başlangıç dentine bağlanmada anlamlı fark yaratmadığı belirtilmiştir. Klorheksidin konsantrasyonunun %4'e çıkarılmasının bağlanma dayanımını anlamlı düzeyde azalttığı bildirilmiştir (Loguercio ve ark. 2009).

2.5.2.10. Çinko Klorür

Çinko vücutta bulunan eser elementlerden biri olup tükürük ve dişlerin içeriğinde mevcuttur. Çinko klorürün miktarı erüpsiyon sonrası artmaktadır (Lynch, 2011). Ayrıca çinko, diş hekimliğinde amalgam dolgulardan çinko oksit ve çinko fosfat simanlar gibi birçok malzemenin içeriğinde 200 yıldan fazladır kullanılmaktadır. 2010'lu yıllardan itibaren çinko antibakteriyel ve karyojenik patojenlere karşı biofilm formasyonunda (Gu ve ark. 2012; Sanchez ve ark. 2019; Toledano-Osorio ve ark. 2020b); MMP inhibisyonunda (Osorio ve ark. 2011; Toledano ve ark. 2012); dentin protein fosforilizasyonunda, kalsiyum depozisyonunda (Osorio ve ark. 2014); 4) dentin ve mine remineralizasyonunda (Toledano ve ark. 2012, 2013; Mohammed ve ark. 2015); çinko ikame edilmiş dentin içeriğindeki dentin formasyonunda (Gu ve ark. 2012; Osorio ve ark. 2018); ve aside dayanıklı dentin tübül tıkacı şeklinde (Toledano ve ark. 2020b) birçok çalışmada kullanılmıştır.

Çinko klorür, $ZnCl_2$ formülüne sahip olan kimyasal bileşiklerin ve hidratların genel adıdır. Çinko klorürün dokuz kristal formu bilinmektedir. Renksiz ve/veya beyaz renkte olan bu bileşik suda yüksek oranda çözünebilmektedir (Rohe & Wolf, 2007).

Bu beyaz tuz genellikle higroskopiktir. Su emilimi yüksek olduğu için sıvılara yakın kıvamda bulunur. Bu sebepten numuneler, ortam havasında bulunan su buharı dahil her türlü nem kaynaklarından uzak tutulmalıdır. Çinko klorür tekstil ve kağıt

işlemede, metalürjide, duman ve sis bombaları hazırlanırken, parmak izi algılamada, deri kanseri tedavilerinde ve kimyasal sentezlerde geniş kullanım alanı bulmaktadır (Sample, 1997; Daniel & Goldman, 2002).

Matriks Metalloproteinazları metal bağımlı proteolitik enzim ailesi olup, üyelerinin hemen hemen hepsinde kalsiyum ve çinko iyonlarının bağlanabildiği katalitik alan mevcuttur. Bu enzimlerin dental dokulardan başka romatoid artritis, aterosklerotik plak ve kanser matastazlarında ekstraselular matriksin yıkım alanlarında bulunduğu bildirilmiştir (Woessner 1991; Brown ve ark. 1995; Hanemaaijer ve ark. 1997).

Bazı çalışmalarda divalent metallerin ve metal tuzlarının özellikle de çinko iyonlarının MMP'leri inhibe ettiği bildirilmiştir (Souza ve ark. 2000; Souza ve ark. 2001; Santos ve ark. 2004; Kato ve ark. 2010; Henn ve ark. 2012). Amalgam, metal alaşımları, çinko oksit bazlı simanlar gibi restoratif materyallerle birlikte ağız gargaraları ve diş macunları içeriğinde de bulunan metal iyonlarının diş hekimliğinin birçok alanında kullanımı mevcuttur. Diş macunları ve ağız gargaraları içeriğinde bulunan çinko iyonları plak ve diş taşı oluşumunu önemli ölçüde azaltmakta gingival iltihabı %25 oranında düşürmektedir.

Çinko iyonlarının, konsantrasyona bağlı olarak MMP'lerin neden olduğu kollajen degradasyonunu önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir. Bu iyonların koruyucu özelliğinin metalloproteinazların kollajene hassas bölgelerine bağlanarak onların aktifliğini azaltmak şeklinde gerçekleştiği bildirilmiştir (Osorio ve ark. 2011a). Bu sebeple kollajenlerin etrafında çinko iyonlarının konsantrasyonunun yüksek olması ile bu bölgelerde MMP'lerin inhibisyona uğratılarak liflerin ve dolayısıyla hibrit tabakanın korunması sağlanabilmektedir. Mc Call ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada çinko iyonlarının miktarından çok kalsiyum çinko iyonlarının oranının inhibisyonda daha etkili olduğu bildirilmiştir (McCall ve ark. 2000). Başka bir çalışmada da bağlayıcı ajanların içeriğinde olan HEMA'nın hidroksil grubu ile MMP'lerin katalitik kısmında bulunan çinkonun etkileşime geçerek MMP'lerin inhibisyonuna sebep olduğu belirtilmiştir (McCall ve ark. 2000 ; Osorio ve ark. 2011).

Çinko iyonlarının bu özelliklerinden yararlanmak için çinko iyonları dental adezivlerin içeriğine karıştırılarak MMP aktivitesinin azaltılması yönünde çalışmalar devam etmektedir (Henn ve ark. 2011;Toledano, 2020).

2.6. Adezyon ve Dişin Sert Dokularına Bağlanma

Adezyon kelimesi Latince kökenli olup "adhaere" kelimesinden gelmektedir. İki farklı yüzeyi bir araya getirebilen adeziv genellikle düşük visköziteli bir sıvı olup daha sonra katılaşmakta ve bir yüzeyden diğer yüzeye yük aktarabilir hale gelmektedir. Adezyon iki yüzey arasında oluşan bağlanma kuvvetinin ölçüsüdür (Akinmade ve ark. 1993). Adezyonun 4 farklı mekanizması tanımlanmıştır (Robertson, 2011; Ritter, 2018).

1. Elektrostatik Adezyon: Metal ve polimerlerin arayüzünde oluşan çift katlı elektriksel tabakadır.
2. Mekanik Adezyon: Adezivin bağlanacak yüzeyin düzensizlikleri arasına girerek kenetlenmesidir.
3. Adsorbsiyon Adezyonu: Adeziv ve adherent arasında oluşan kimyasal bağlardır. Bu bağlar iyonik ve kovalent bağlar gibi primer bağlar olabildiği gibi, Van der Waals ve hidrojen bağları gibi sekonder bağlar da olabilmektedir.
4. Difüzyon Adezyonu: İki polimerin arayüzünde bulunan polimer zincirin uçları arasındaki difüzyon sayesinde meydana gelmektedir.

Adeziv ve aderent arasındaki bağlanmayı etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar: adeziv materyalin kritik yüzey gerilim değeri, adrent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı, adeziv materyalin bağlandığı yüzey ile yapmış olduğu temas açısıdır (Swift ve ark. 2006; Van Meerbeek ve ark. 2020). Başarılı bağlanmanın oluşması için temel prensip maddenin ıslanabilirlik özelliğidir. Eğer adeziv yüzeye temas etmez ise mikroskobik veya submikroskopik düzensizliklere penetre olamayacağı, mikromekanik kitlenme, kollajen ağlarının arasına penetrasyon veya kimyasal bağlanma gerçekleşemeyeceği için bağlanma sağlanamayacaktır (Van Meerbeek ve ark. 2020). Sıvıların katı cisim yüzeyinde ıslatabilirliği, sıvı yüzey ve katı cisim arasında oluşmakta olan kontakt açısına bağlıdır. Kontakt açısının 0^o olması tam ıslatmayı belirtirken 90^o zayıf ıslatmayı, 180^o ise ıslanmanın sağlanamadığını göstermektedir. Katı cisimlerin yüzeylerinde oluşan düzensizlikler yüzey enerjilerini artırmaktadır. Mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi yüzey enerjisinin artmasına ve dolayısı ile adezivin daha iyi penetre olmasına olanak sağlamaktadır. Ancak adezyonun devamlılığının sağlanmasında adezivin ıslatabilirliği tek başına yeterli olmayıp, adezivin dokular arasına penetrasyonu ve kimyasal bağlanmanın oluşması için diş

dokularındaki kalsiyum ile bağlanma gerçekleşmelidir (Anusavice, 2013). Dokulara bağlanmayı artırmak için adezivlerin ıslatabilme özelliğinin yükseltilmesi ve yüzey gerilim değerinin azaltılması gerekmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2006; 2020).

Dental dokulara bağlanma kimyasal, mekanik ve fiziksel olarak gerçekleşebilir (Perdigao ve ark. 2006; Marshall ve ark. 2010; Van Meerbeek ve ark. 2020). Diş hekimliğinde bağlanma genellikle mekanik yolla gerçekleşmekte olup diğer bağlanma çeşitleri daha az etkili olmaktadır.

Adeziv diş hekimliğinin başlangıçı Dr. Michael Buonocore tarafından ilk kez diş minesinin asitle pürüzlendirilerek reçine bazlı restoratif materyalin diş minesine bağlanmasını artırmak amaçlı çalışmaları ile 1955 yılında başlamıştır (Van Meerbeek ve ark.2020). 1982 yılında Nakabayashi ve ark. da asitle dentinin pürüzlendirilmesinin ve bu şekilde kollajenlerin açığa çıkarılması ile adeziv malzemenin kollajen liflerin arasına girmesi ile oluşacak adezyonun daha sağlam olabileceği görüşünü ifade etmişlerdir (De Munck ve ark. 2003).

Mine ve dentinin yüzeyinde asitleme işlemi yapmak Restoratif işlemler sırasında çok önemli bir aşamadır. Dentin yüzeyindeki smear tabakası asitleme sonucu uzaklaştırılmakta, kollajen bağlar açığa çıkarılmakta, dentinin geçirgenliği artmakta, apatit kristallerinin çözünmesi ile mikroporöz bir yüzey elde edilmektedir. Bunların yanı sıra aderentin yüzey enerjisi de arttırılmaktadır (Van Meerbeek 2020). Mine prizmalarının arasına penetre olan adeziv mineye bağlanmada önemli olan makro- ve mikro - uzantılar oluşturmaktadır (Garg, 2010). Adezivin mine prizmaları arasına penetrasyonu sonucunda mikromekanik bağlanmanın yanı sıra çözünmüş hidroksiapatitlere kimyasal olarak bağlanması da gerçekleşmektedir (Van Meerbeek ve ark. 2001; Summit, 2006).

Dentine bağlanmanın temelini 1985 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanan hibridizasyon teorisi oluşturmaktadır. Dentin dokusunun asitlenmesi yüzeydeki smear tabakasının kısmen veya tamamen ortamdan uzaklaşmasına, peritübüler ve intertübüler dentinin demineralizasyona uğramasına, kollajen fibrillerin açığa çıkmasına, dentin kanallarının ağzının açılmasına, ve intertübüler dentinin mikroporozitesinin artmasına neden olmaktadır (Van Meerbeek ve ark 1992; Ritter, 2018). Açığa çıkan bu boşluklara monomerin penetre olması neticesinde dentin ve reçineden oluşan ve hibrit tabaka adı verilen bir bağlanma tabaka oluşmaktadır. Meydana gelen hibrit tabaka dentin ile

restoratif materyal arasında bağlantı sağlamakta ve bu şekilde mikrosızıntıyı azaltarak yeni ikincil çürüklerin oluşmasını önleyebilmektedir (Pashley DH, 1993; Nakajima ve ark. 1999; Van MeerBeek ve ark. 2020) Ancak, asitleme sonucu açığa çıkarılan kollajen liflerin tamamile adezivle desteklenmez ise bu liflerde hidroliz olmakta ve bu da zamanla restorasyonların kaybına neden olmaktadır (Sano ve ark 1995; Wang ve ark. 2002; Frankenberger ve ark. 2005).

Üç aşamalı etch and rinse sistemlerde ikinci aşama olan primer uygulanması adezyonda en önemli aşamadır. Primerler ıslak dentin ile hidrofob reçine arasında köprü olarak sağlam bağlanma oluşturmaktadırlar (Swift ve ark. 1995; Van Meerbeek ve ark. 1998; 2005). Primerlerin bir ucu hidrofilik olup dentin kollajen lifleri arasına penetre olurken diğer ucu hidrofobik olup reçine ile sıkı bağlanma oluşturmaktadır. Hidrofilik yapısı ve düşük moleküler ağırlığı olan 2-hydroxyethylmethacrylate (HEMA) primerlere en çok katılan monomerdir. Bu monomer oldukca iyi ıslatabilirlik özelliği ile kollajen yapının derinliklerine ilerleyerek hem kuvvetli bağlanma oluşturur hem de dentinin ıslatma özelliğini artırır. Primerin işlevi, demineralize dentin içinde bulunan su ile yer değiştirerek kollajen ağı korumaktır (Swift ve ark. 1995). Adeziv sistemler kullanılmaya başlandıktan sonra diş dokuları ve adeziv restorasyonlar arasında gerçekleşen sıkı kontakt sayesinde ağız sıvıları, bakteriler ve renklendirici maddelerin oluşturacağı kenar renkleşmesinin önüne geçilebilmekte, aynı zamanda bakterilerin pulpaya girişi önlenebilmektedir (Nakajima ve ark. 1999; Van Meerbeek ve ark. 2020).

2.6.1. Dentin Adeziv Sistemleri

Adeziv sistemler yıllarca piyasaya sunum sıralarına göre sınıflandırılsa da (Freedman 2012) son yıllarda uygulama tekniklerine ve bağlanma stratejilerine göre sınıflandırılmaktadır (Van Meerbeek, ve ark. 2020).

2.6.1.1. Etch and Rinse Adeziv Sistemler

Etch and rinse adeziv sistemleri dokulara aynı asidin farklı sürelerde uygulanması ve su ile uzaklaştırılması aşamalarını içermekte, dentin tıkaçlarını ve smear tabakasını uzaklaştırmaktadır (Fusayama ve ark. 1979; Eick 1991). Dentin dokusunda asit uygulamasına bağlı olarak demineralizasyon oluşmakta, dentin kanallarının ağzı açılmakta, kollajen lifler açığa çıkmakta ve intertübüler dentinin mikroporozitesi artmaktadır. Bunun sayesinde adeziv reçinenin derin tabakalara penetrasyonu sağlanmaktadır. (Van Meerbeek ve ark. 2020). Derin tabakalara penetre

olan adeziv reçine açığa çıkmış kollajen liflerin arasına dolarak hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2020) Etch and rinse adeziv sistemler adeziv monomeri uygulama evrelerine göre iki farklı şekilde ele alınmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003).

2.6.1.1.1. Üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemler

Üç aşamalı etch and rinse sistemlerde asit, primer ve bağlayıcı reçine dokulara ayrılıkta uygulanmaktadır (Ritter, 2018). Primer solüsyonun uygulaması dentin dokusu üzerine uygulanmış asitle açığa çıkmış kollajen bağların arasına diffuze olarak geride kalmış suyu uzaklaştırıp onun yerini almaktadır, aynı zamanda bağlayıcı reçine için bir zemin oluşturmaktadır. Primer etanol, aseton gibi organik solventler içerisinde çözünmüş hidrofilik monomerlerden oluşmaktadır. HEMA bu primer solüsyonların içerisinde en çok bulunan yapılardan biridir. HEMA'nın düşük moleküllü olması, kollajen ağın içine iyi penetrasyonu ve adeziv reçine ile bağlanması sonucu kuvvetli bir yapı oluşturduğu bildirilmiştir (Perdigao ve ark. 2000; Becker TD, 2007). Aseton diğer çözücülere göre daha yüksek buharlaşmaya sebep olduğu için kollajen ağ arasında hapsolmuş suyu daha iyi buharlaştırarak boşalmış bölgeye primerin penetrasyonunu sağlamaktadır. Çözücü, doku içerisinde bulunan suyu ne kadar uzaklaştırır ise onun yerine geçerek o kadar iyi bağlanma sağlanabilmektedir. Ancak uçuculuğu fazla olan aseton materyalin raf ömürü kısaltmaktadır. Etanol ve su ise polar çözücüler olduğu için kurutma sonrası oluşan kollajen kolapsın genişlemesini sağlamaktadır (Pashley ve ark. 2001).

Üç aşamalı sistemlerde adeziv reçine olarak bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikoldimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilatt (UDMA) yeralmaktadır (Roberson, 2011; Ritter, 2018). Hidrofobik monomer içerip çözücü içermeyen bağlayıcı reçine kısmının ana görevi; kollajen fibriller arasındaki boşlukları doldurarak primer ve kompozitle aynı zamanda polimerize olmak ve bunun sonucunda adezyona önemli ölçüde katkı sağlamaktır. (Van Meerbeek ve ark. 2020) Mikromekanik bağlanma, polimerizasyon sonrasında monomer uzantıları ve dentin dokusu arasında oluşan hibrit tabaka sayesinde gerçekleşmektedir.

2.6.1.1.2. İki aşamalı etch and rinse adeziv sistemler

İki aşamalı etch & rinse sistemler, adezivlerin uygulama süresi ve aşamalarını azaltarak hataların minimuma indirilmesi hedeflenerek geliştirilmiştir. Primer ve adezivin tek şişede yer aldığı bu sistemlerde asit uygulaması sonrası yüzeye içerisinde primer ve adeziv olan bağlayıcı sürülür. Bu sistemde demineralize dentin tabakası üzerine uygulanan bu bağlayıcı solusyon hem primer hem de bağlayıcı görevi görür. İçerisindeki primer dentin kanalları içerisine penetre olur ve primer görevi görererek dentinin yüzey enerjisini artırır (Ritter, 2019).

Uygulama aşamaları azaltılan iki aşamalı etch & rinse sistemler kullanım olanaklarını kolaylaştırmalarına karşın üç aşamalılara göre daha düşük bağlanma değerlerine sahiptirler (Brenna 2012).

Bu sistemlerde hidrofilik monomerlerle iyonik monomerler bir şişede bulunduklarından dentin reçine ara yüzeyinde hidrofobik tabaka oluşmamakta veya zayıf oluştuğu için su geçirgenliğine ve ara yüzeyde degradasyona neden olmakta bu da zamanla bağlanma dayanımını düşürmektedir (Cardoso ve ark. 2011; Roberson ve ark. 2012).

2.6.1.2 Self-Etch Adeziv Sistemler

Birçok araştırmacı self-etch adezivlerin klinik uygulamaları kolaylaştırdığını bildirmiştir (Nakabayashi ve Saimi, 1996). Self etch adezivler ayrı bir aşama olarak asit uygulaması ve devamında yıkama işlemi gerektirmeyen, hem mine hem de dentin dokusunda aynı anda demineralizasyon ve adeziv primerin penetrasyonunu sağlayan asidik monomerler içermektedir (Van Meerbeek ve ark. 1998; Perdigao ve ark. 2003). Bu sistemler smear tabakasını tamamen uzaklaştırmayıp modifiye etmektedirler. Bu sistemler fosforik asit uygulaması aşamasını içermedikleri için uygulama süresi ve aşamaları azalmakta ayrıca asit uygulamasını takiben yıkama ve kurutma işlemleri sırasında oluşabilecek dentinin aşırı kurutulması, dokunun ıslak yada nemli kalması gibi komplikasyonlar oluşmamakta, post-operatif hassasiyet ve nanosızıntı gibi sorunlar minimize edilmektedir (Perdigao ve ark. 2003; Peumans ve ark. 2005; 2010; Akimoto ve ark. 2007; Van Dijken ve ark. 2007; Van Meerbeek ve ark. 2011).

Tek ve çok aşamalı sistemler arasında yapılan bazı çalışmalara göre tek aşamalıların, çok aşamalılara ve etch & rinse sistemlere göre daha düşük bağlanma değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Inoue et all. 2001; 2003; Bouillaguet ve ark. 2001).

Self-etch adeziv sistemlerle oluşturulan hibrit tabakanın yüksek hidrofilik özelliği sebebiyle, geçirgen bir membran gibi davrandığı ve bunun da oluşan adeziv alan boyunca doku sıvılarının geçişine imkân yaratarak "su dalları'' olarak isimlendirilen nano-sızıntı alanları meydana getirdiği ifade edilmiştir (Tay ve ark. 2001; Tay ve ark. 2002). Smear tabakası ile suyun uzaklaştırılamamasından ve polimerizasyon sırasında monomerlerin optimal polimerizasyonunun gerçekleşmemesine bağlı olarak materyal uzun dönemde bozulmaya daha yatkın hale gelmektedir (Tay ve ark. 2001; 2002).

Asiditelerine göre self-etch adeziv sistemler kuvvetli (pH≈1-1.5), orta (pH≈2-2,5) ve hafif (pH≥2,5) olmak üzere 3 gruba ayrılmaktadırlar. Üniversal sistemlerin piyasa sürülmesi ile birlikte ultra-hafif ve ultra-orta sınıf da bu sınıflamaya dahil edilmektedir (da Rosa ve ark. 2015).

Kuvvetli self-etch adezivlerin pH değerleri 1 ve 1'in altındadır (Tablo 2-3). Bu grup sistemler etch & rinse sistemlerindeki gibi dentin dokusunda güçlü demineralizasyon oluşturmakta, mine ve dentin dokusunda etch and rinse sistemlerindeki gibi asitlenmiş yüzey oluşturmaktadır (Pashley ve ark. 2001). Dentinde daha düşük bağlanma dayanım sonuçları veren bu sistemlerde yüksek asiditeye ve oluşan pürüzlü yüzeye rağmen bağlantının zayıf olma nedeni olarak, kollajen ağ içinde kalan artık suyun yeterince uzaklaştırılamaması sonucu polimerizasyonun tam gerçekleşememesi ve oluşmuş nano sızıntı odaklarının varlığı gösterilmektedir. (Nakabayashi ve Saimi 1996; Perdigão ve ark. 2000; Tay ve Pashley, 2003).

Tablo 2-3: Self-etch sistemlerin sınıflandırılması (De Munck 2005).

Adeziv Sistem	Asiditesi
Hafif asiditeye sahip sistemler	pH ≥ 2,0
Orta asiditeye sahip sistemler	pH ≈ 1,5
Kuvvetli asiditeye sahip sistemler	pH ≤ 1,0

pH değeri 2 civarında olan self-etch adeziv sistemleri mikromekanik bağlanma için yeterli düzeyde yüzey porozitesi ve kuvvetli asidik sistemlere göre daha iyi mikromekanik bağlanma sağlamaktadır. Hibrit tabakanın kalınlığı kuvvetli asiditeye sahip sistemlere göre daha az ancak daha kalitelidir (Moszner ve ark. 2005).

Orta şiddetli adeziv sistemlerin pH'ları 1,5 civarındadır. Zayıf sistemlere nazaran daha asidik olan bu sistemler diş dokuları ile daha iyi mikromekanik kitlenme sağlamaktadır. Bu adeziv sistemlerin kullanıldığı dentin dokusunda üst kısmı tamamen demineralize, alt kısmında ise kollajen tabakanın varlığını koruduğu iki katlı bir hibrit tabaka oluşmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2003; 2020; Van Landuyt ve ark. 2008).

Orta şiddette asiditeli self-etch adezivlerin mineye bağlanmalarındaki etkinlikleri hala tartışma konusudur. Bir grup araştırmacı orta şiddetli asidik özellikli adeziv sistemlerin mineye bağlanmalarının etch&rinse sistemlerle benzer özelliklere sahip olduğunu bildirilirken (Hashimato ve ark. 2003; Lopes ve ark. 2004), diğer bir grup araştırıcı düşük bağlanma etkiliği olduğunu bildirmiştir (Miguez ve ark. 2003; Perdigao ve ark. 2003; Wang ve ark. 2004; Miyazaki ve ark. 2014).

Self etchlerin bağlanmadaki başarılarının nedeni olarak: adezivlerin içerisindeki fonksiyonel monomerler, adezivin moleküler yapısı ve materyalin demineralize apatitlere olan afinitesi gösterilmektedir (Peumans ve ark. 2010; Van Meerbeek ve ark. 2011). Yapılan araştırmalarda 10-MDP fonksiyonel monomerinin, özellikle zayıf ve ultra zayıf yapıdaki bağlayıcı sistemlerde kuvvetli bağlanmanın nedeni olduğu bildirilmiştir. Mekanik bağlanmanın yanı sıra hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarına bağlanabilmesi ve bu şekilde kimyasal bağlanmanın da ortaya çıkmasında rol oynadığı bildirilmektedir (Yoshida ve ark. 2004; Szesz ve ark. 2016)

2.6.1.3. Universal Adeziv Sistemler

Universal adezivler en son geliştirilen dentin bağlayıcı sistemlerdir. Üretici firmalar; dişin strüktürel farklılıklarına, uygulayıcının kişisel tercihine veya klinik duruma göre bilinen tekniklerinden herhangi biri ile uygulanabilecek multi-mode bağlayıcı sistemleri geliştirmişlerdir. (Rotta ve ark. 2007; Van Meerbeek ve ark. 2011; Muñoz ve ark. 2013; de Goes ve ark. 2014; Chen ve ark. 2015). Universal bağlayıcı adı verilen bu sistemler direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanım endikasyonu olan

metal, zirkonyum ve silika bazlı seramiklere de bağlanabilen materyallerdir. Bazı çalışmalarda universal adezivlerin dentin dokusuna uygulanmasından önce yapılan asit uygulanmasının bağlanma değerlerini düşürdüğü bildirilmiştir (Wang ve ark. 2005; Wang Y. &., 2005a; Van Landuyt, 2006). Üniversal adezivlerin mineye bağlanmada düşük değerler vermesinden dolayı minenin 15 sn asitlenmesi gerektiği bildirilmiştir (Szesz ve ark. 2016). Ayrıca zayıf asidik özellikteki universal bağlayıcılar için self etch ve etch and rinse teknikler arasında bir birine benzer sonuçlar bulunmuş ve bunun sonucunda adeziv bağlanmanın derinliğinden çok kalitesinin önemli olduğu sonucuna varılmıştır (da Rosa ve ark. 2015; Szesz ve ark. 2016).

2.7. Kompozit Restorasyonların Sürekliliği

Kompozit materyaller piyasa sunuldukları (Bowen 1965) ilk zamanlarda ön bölge restorasyonları için kullanılsalar da zamanla hem arka hem de ön bölge restorasyonlarına kullanılmaya başlanılmıştır. (Nascimento ve ark. 2013). Kompozit materyallerin içeriklerinin güçlendirilmesi, adeziv bağlayıcıların dokulara bağlanma göstermeleri, minimal invaziv yaklaşımlar laboratuvar ve klinik çalışmalarda kompozitlerin tercih edilmesine neden olmuştur (Christensen 1989; Van Meerbeek ve ark. 2003). Estetik kaygılar dışında, amalgamların yapısında civa bulunması, zaman içinde korozyona uğraması, klinisyenler tarafından günümüzde kompozit restorasyonlarnı tercih edilmesine sebep olmuştur (Christensen 1989; Dietschi ve ark. 1994; Demarco ve ark. 2011).

Son yıllarda adeziv teknolojideki gelişmeler diş dokuları ile restoratif materyal arasında bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırmış, gerçekleşen bu yüksek bağlanma dayanımı, dentin kanallarının hermetik kapatılması ve doku ile materyal arasında oluşan adezyon sonucunda sıvı geçişi ve bakterilerin dentin kanalları vasıtasıyla pulpaya ulaşmasının engellenmesi sağlanmıştır. Bu şekilde postoperatif hassasiyet, kenar renkleşmesi, sekonder çürük gibi klinik başarısızlıkların önüne geçilmeye çalışılmaktadır (Duke, 1993).

Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımları ile ilgili invitro değerler restorasyonların klinik başarısı ile ilgili bize fikir verse de restorasyonların klinik performansının değerlendirilmesinde farklı kriterler ile dikkate alınmaktadır (Pashley 1991)

Materyallerin performanslarının belirlenmesinde klinik çalışmalar büyük önem taşısalar da, yapılan laboratuvar çalışmalarıyla bu çalışmaların desteklenmeleri gerekmektedir (Heintze ve ark. 2009). Laboratuvar çalışmalarında başarılı bulunan bir materyalin klinik performansı değerlendirilirken hastanın düşük risk grubundan seçilmiş olması ve motivasyonu yüksek bir birey olması gerekmektedir. Restoratif tedavi planlanırken restorasyonun klinik performansını olumsuz yönde etkileyebilecek risk faktörleri göz önüne alınmalı (Demarco ve ark. 2012; Opdam 2014) ve restorasyonun uzun ömürlülüğü için adeziv sistemlerin yüksek bağlanma dayanımı ile birlikte; dişhekiminin tecrübesi, el becerisi, restorasyonun uygulanma prosedürlerine uyulması (Rykke 1993); hastanın yaşı, ağız hijyenine verdiği önem, dişteki mevcut lezyonun büyüklüğü, hastanın beslenme ve parafonksiyonel alışkanlıkları da dikkate alınmalıdır (Hunter 1985; Hickel ve ark. 1998; Kreulen ve ark. 1998; Opdam 2014; Listl 2015).

2.8. Diş Dokularına Olan Bağlanma Dayanım Testleri

Restorasyonlar klinik olarak değelendirilirken restorasyon ömrü pek çok açıdan önemli olup (Paterson 1984) dişin sert dokularıyla restoratif materyal arasındaki bağlanma kabul edilebilir düzeyde olması restorasyon ömrünün belirlenmesindeki en etkili faktörlerdendir (Demarco ve ark. 2012).

Klinik çalışmalar komplike ve pahalı olmalarının yansıra sonuçlarının alınması birkaç yılı bulabilen oldukça zahmetli çalışmalardır. Oysa in vitro bağlanma testleri nispeten daha kolaydırlar. Daha hızlı sonuç elde etmemize olanak sağlayan in vitro çalışmalar materyalin klinik başarısı ve sonuçları ile ilgili de tahmin yürütmeye olanak sağlamaktadır. (Heintze, 2011). Bağlanma dayanım değerleri; örnek hazırlama ve onların saklanma yöntemlerine, adezivin yapısına, test yöntemlerine göre farklılık gösterebildiğinden, daha düzgün sonuca varmak için bağlanma dayanımın farklı yöntemlerle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi gerekir (Sakaguchi 2012).

İn vitro testleri; spesifik parametrelerin ve özellikle gerekli verilerin hızlı bir şekilde elde edilmesi, belli değişkenleri sabit tutup diğer parametrelerin ölçülmesine olanak sağlaması, test metodunun klinik çalışmalara göre nispeten kolay olması, yeni ve deneysel tekniğin yada materyalin sınanabilmesine imkân sağlaması, elde edilen verilerin altın standart sayılan veriler ile karşılaştırılabilmesi ve ucuz olmaları gibi avantajlara sahiptirler. (Van Meerbeek ve ark. 2010).

2.8.1. Makro -Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Hızlı ve kullanım kolaylığı nedeniyle makro bağlanma dayanım testleri arasında en çok kullanılan test metodudur (Burke ve ark. 2008). Bu test yöntemde diş ve restoratif materyalin bağlanma yüzeyine sabit bir şekilde artan kuvvet paralel olarak uygulanmaktadır. Bu testte düz bir dentin veya mine yüzeyine bağlanan yaklaşık 3-4 mm çapındaki silindir şeklindeki kompozitin yüzeyden ayrılması için gereken kuvvet ölçülür. Ölçülen kuvvet Newton birimi ile belirtilir. Kuvvetin uygulandığı tarafla adeziv ara yüz arasında olan mesafenin artması gerilme kuvvetlerinin artmasına ve silindir şeklindeki kompozitte bükülme kuvvetlerinin oluşmasına neden olmaktadır. Test aygıtının konfigürasyonu yerleştirilme şekli adeziv ara yüzeyde oluşan stres dağılımında etkili olmaktadır. Çalışmalar; oluşan stresin homojen dağılma göstermediğini ve mine, dentin veya kompozitte stres odaklarının oluşmasına neden olduğunu ortaya koymuştur. Bundan başka kompozit reçine ile bağlandığı substratın elastisite modülü arasında ne kadar fark çok olursa stres konsantrasyonu da ona göre artmaktadır. Bu da bağlanma dayanım değerlerinde azalmalara neden olmaktadır. Bağlanma dayanım değerleri 10-50 MPa arasında olup bu test sonuçlarında %55 oranında adeziv-miks ve koheziv başarısızlık görülmektedir (Leevailoj ve ark. 2007; Sakaguchi 2012).

2.8.2. Makro – Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Bu testdeki stres dağılımı makro-makaslama testine nazaran daha uniformdur. Makro-gerilim bağlanma dayanım testinde adeziv ara yüze kuvvetin dik olarak gelmesi gerekmektedir. Dik olarak gelmediği durumlarda bükme streslerinin oluşma olasılığı vardır. Test örneklerinin hazırlanması makro makaslama yöntemine göre daha zordur. Bağlanma dayanım değerleri genellikle 10 MPa olup %35 oranında koheziv ve miks başarısızlık görülmektedir (Mota ve ark. 2003; Sakaguchi 2012).

2.8.3. Mikro – Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Bu test yöntemde aynı makro makaslama yönteminde olduğu gibi silindir tüp dentin dokusunun üzerine yerleştirilir. Bu yöntemin farkı dentin dokusu üzerine silikon tüpler vasıtasıyla yerleştirilen silidirlerin çapının 0,7 mm yüksekliğinin ise 0,5 mm olmasıdır. Makro-makaslama yöntemi ile benzer olan bu test yönteminde, stres dağılımı sırasında makro-makaslama yöntemi ile benzer problemler görülmektedir. Yöntemle

saptanan bağlanma dayanım değerleri 20 MPa civarında olup örneklerde %50 oranında koheziv ve miks başarısızlık görülmektedir (Versluis ve ark. 1997; Sakaguchi 2012).

2.8.4. Mikro – Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Bu yöntemi ilk defa Sano ve ark. tarafından 1994 yılında diş hekimliği çalışmalarında kullanmıştır (Sano ve ark. 1994) Bu yöntem ile laboratuvar ortamında örneklerin daha küçük ölçüde hazırlanarak, bağlanma dayanımlarının test edilmesi sağlanmaktadır (Sano ve ark. 1994a; Armstrong ve ark. 2010). Bu yöntemle; örnek kalınlıklarına göre her dişten farklı sayılarda örnek elde edilebilir (Pashley ve ark. 1999). Bir dişten küçük ölçülü çok sayıda örnek alınarak ölçüm yapılabilir (Van Meerbeek ve ark. 2010; Scherrer ve ark. 2010). Bu test yönteminde örnekler kum saati, çubuk ya da halter gibi şekillerinde ve farklı şekillerde hazırlanabilmektedir (Ghassemieh 2008; Salz ve ark. 2010). Kum saati şeklinde hazırlanan örneklerin hazırlanmasında standartizasyonu sağlamak araştırmacı için güçlük teşkil etmektedir (Betamar, 2007). Ayrıca aşındırma işlemleri sırasında bağlanma arayüzünde strese bağlı çatlaklar oluşabilmektedir. Örneklerin kesit alanı ne kadar geniş olursa o kadar bağlanma düşmektedir. (Goracci ve ark. 2004; Betamar ve ark. 2007; Ghassemieh 2008; Neves ve ark. 2008; Salz ve ark. 2010). Çubuk şeklinde hazırlanan örneklerde kare kesit alanı, kum saati şeklindeki örneklerde ise yuvarlak alan oluşturulmaktadır (Poitevin, 2008). Kum saati şeklinde hazırlanan örnekler halter ve çubuk şeklinde hazırlanan örneklere göre daha düşük streslerde başarısızlık göstermektedir. (Goracci ve ark. 2004; Betamar ve ark. 2007; Neves ve ark. 2008; Salz ve ark. 2010).

Bu test yönteminin avantajlarının dezavantajlarından çok olması araştırmacılar tarafından yöntemin daha çok tercih edilmesine neden olmuştur (Tablo 2-4).

Tablo 2-4: Mikro-gerilim bağlanma dayanımı test yönteminin avantajları ve dezavantajları (Salz ve ark. 2010).

MİKRO-GERİLİM TEST YÖNTEMİNİN AVANTAJLARI	MİKRO-GERİLİM TEST YÖNTEMİNİN DEZAVANTAJLARI
Bir dişten çok sayıda küçük örnek elde edilerek dişlerin verimli kullanılması (Sano ve ark. 1994a; Armstrong ve ark. 2010; Ceballos ve ark. 2003)	Yoğun labaratuar 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 değerlendirilebimesi	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 1mm² 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 difuzyon 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)	

Mikrogerilim test cihazının çapraz kafa hızı çok önemli olup sonuçlar üzerinde etkili olabilmektedir (Yamaguchi ve ark. 2006; Poitevin ve ark. 2008). Ortamın, dental dokunun, kullanılan materyalin ısısı, adeziv sistemin talimatlara uygun kullanılması, diş yüzeyinin hazırlanma şekli, kavitenin özellikleri, C faktörü, örneklerin suda bekletilme zamanı ve termal siklus miktarı bu yöntemi etkileyen faktörlerdir. (Armstrong ve ark. 2010)

Diğer testlerde olduğu gibi bu yöntemde de önceden kopma gösteren örneklerin istatiksel analize dahil edilip edilmemesi araştırmacılar arasında tartışma konusu olmaya devam etmektedir (Pashley ve ark. 1999; Armstrong ve ark. 2010). Poitevin ve ark. 2008 yılında yapmış olduğu bir çalışmada test öncesi yaşanan tüm kopmalar 0 MPa olarak kabul edilerek istatiksel analiz yapılmış ve analiz sonucu ortalama değer normalin çok altında çıkmıştır . Yapılan başka bir çalışmada ise test esnasında veya öncesinde kopan örnekler istatiksel analize dahil edilmemiş bunun neticesinde bağlanma değerleri olması gerektiğinden daha yüksek saptanmıştır (Eckert ve ark. 2007). Başka çalışmada örneklerden test öncesi kopanları aynı gruptaki en alt değere eşit olarak kabul edilmiş o şekilde istatistik sonuçları alınmış ve bu şekilde alınan istatiksel neticelerin veri dağılımını olumsuz etkilendiği bildirilmiştir (Van Meerbeek ve ark. 2010).

2.8.5. Push – Out Test

1 yada 2 mm kalınlığında dentin disklerinde silindir şeklinde açılı boşluk hazırlanan bu yöntemde hazırlanan boşluğa adeziv ve kompozit uygulanır. Yan yüzeyden kuvvet uygulanarak gerçekleştirilen bu test yöntemi (Wakefield ve ark. 1998) makaslama ve gerilim testlerinden farklı olarak restoratif materyalin polimerizasyon streslerini sınırladığından dolayı klinik durumu daha çok yansıtmaktadır. Bu yöntemin kök kanal tedavisi materyallerinin testinde kullanılması önerilmiştir (Zicari ve ark. 2008; Onay ve ark. 2009; Sakaguchi 2012).

2.9. Yaşlandırma Yöntemleri

Bilimsel gelişmelerin hız kazandığı günümüzde yeni çıkan restoratif materyallerin değerlendirilmesinde en iyi yöntemlerin klinik yöntemler olduğu bilinmektedir. Ancak klinik yöntemlerin uzun, teknik hassasiyet seviyesi yüksek, pahalı yöntemler olması, ayrıca bu komplike ve pahalı yöntemlerin yürütülmesi devam ederken firmaların yeni ürünleri piyasaya sürmeleri nedeniyle klinik çalışmaların çoğu

zaman bilim adamları tarafından tercih edilmemesine neden olmaktadır (Perdigao 2010; Heintze ve ark. 2011). Adeziv sistemlerin dentine olan bağlanma dayanımlarını değerlendirirken 24 saatlik değerlendirme sonuçları yüksek çıksa da uzun dönem değerleri dentin reçine ara yüzündeki degradasyona bağlı olarak daha düşük çıkmaktadır (De Muck ve ark. 2005; Yiu ve ark. 2006; Hashimoto ve ark. 2010; Van Meerbeek ve ark. 2010; Araujo ve ark. 2015). Bu nedenle bağlanma dayanımlarının kliniğe uygun kısa ve uzun dönem sonuçlarının değerlendirilmesinde in vitro yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Adeziv sistemlerin dentine olan uzun dönem bağlanma dayanımlarını ölçmek için suda bekletme, mekanik yükleme, NaOCI solüsyonunda bekletme, termal siklus uygulaması, pH siklusta bekletme şeklindeki yöntemler kullanılmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010).

2.9.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi

Çalışmalarının uzun dönem değerlendirmelerinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Bu şekilde adeziv ara yüzde zamana göre oluşan değişim değerlendirilmektedir. Bu yöntemde hazırlanan örnekler planlanan zaman diliminde 37^{o}C'de etüvde saklama solüsyonu olarak kullanılan suda bekletilmektedir. Saklama süresi boyunca suya bakteriyel üremenin önlenmesi için antibiyotik, kloramin T ya da sodyum azid gibi ajanlar ilave edilebilir. (Burrow ve ark. 1996; Shono ve ark. 1999; De Munck ve ark. 2003; Armstrong ve ark. 2003). Adeziv sistemlerin hidrofilik özellikte olması su emilimini en önemli faktör olup hidrolitik stabilite ile tamamen ters faktördür. (Tay ve ark. 2002; Carrilho ve ark. 2005).

Bu test yönteminde su ve iyon difuzyonuna bağlı olarak adezivin mekanik özelliklerinde ve elastisite modülünde azalma görülmekte (Van Landuyt ve ark. 2009; Hosaka ve ark. 2010; Reis ve ark. 2010a; Dos Santos ve ark. 2011; Anchieta ve ark. 2015), nanosızıntı oluşmakta (Saboia ve ark. 2009; Reis ve ark. 2010a; Deng ve ark. 2014), kollajenler ve reçine monomerleri hidrolize uğramakta, dentin adeziv arayüzünün degradasyonu sonucunda adeziv sistemlerin dentine olan bağlanma dayanımlarında azalmalar izlenebilmektedir (Reis ve ark. 2008; Torkabadi ve ark. 2009; Van Landuyt ve ark. 2010; Zander-Grande ve ark. 2011; Feitosa ve ark. 2012; Lenzi ve ark. 2012b; El-Deeb ve ark. 2013).

Etch & rinse sistemlerde asitleme sonrasında adeziv materyalin açılmış kollajen ağın içine tam penetre olması gerekir ama bunu her zaman başarmak kolay olamamaktadır. Bu durumda açıkta kalan demineralize kollajen bağların arasında nano boşluklar kalmakta ve burdaki suyun bağlantının içerisine nüfuz edip o bölgede hidrolize neden olması gerçekleşmektedir. (Del-Nero ve ark. 2002; Chersoni ve ark. 2004).

Self etch adeziv sistemlerde ise reçinenin adeziv monomeri yapı içerisinde bulunan asit tarafından çözülmüş dentinin organik matriksini sarmaktadır. Bu şekilde sıkı bağlanma oluşması hedeflense de her zaman kollajen bağlar tamamen monomerler tarafından sarılamadığı için açık kalmış bölgelerden nano sızıntı olup bağlantının çözünmesine neden olmaktadır. Ortamda suyun kalmasının bir başka nedeni solüsyon içeriğinde bulunan hidrofilik monomerlerdir. Su alımına bağlı hibrit tabakada hidroliz alanlarının artması yaşlanmaya neden olmaktadır (Del-Nero ve ark. 2002; Wahab ve ark. 2003; Amaral ve ark. 2007; Asaka ve ark. 2007; Cenci ve ark. 2007).

Yaşlandırma prosedürlerinde yıkım süresi ile birlikte yıkım yolu da çok önemli olup suyun nüfuz ettiği derinlik yaşlandırmayı hızlandırmaktadır. Yapılan bir çalışmada önceden kesilerek hazırlanmış çubuklarda saptanan bağlanma dayanımının belirli sürede bütün halinde bekletilip sürenin sonunda çubuk haline getirilen örneklerden daha düşük olacağı belirtilmiştir (De Munck ve ark. 2005).

2.9.2. Termal Siklus Uygulaması ile Yaşlandırma Yöntemi

Bu yöntemde ağız içi ısı değişimini taklit edilmektedir. Örneklerin ısısının 5ºC ile 55ºC arasında değişen suda, 0,5-3 dakika sürsince 500, 5000 ve 10000 kez termal döngüye maruz bırakıldığı bu in vitro yaşlandırma yönteminde (Salz ve Bock, 2010) sıcak su arayüz bileşenlerinin su alımını ve buna bağlı oluşan hidrolizi, aynı zamanda polimerize olmamış oligomerlerin açığa çıkması (Miyazaki ve ark. 1998) hızlandırmaktadır. Restorasyon materyaliyle dentin yüzeyinin termal genleşme, büzülme katsayıları arasında oluşan farklılıktan kaynaklanan streslere bağlı olarak adeziv arayüzde mikrosızıntılar oluşmakta ve ağız sıvılarının hibrit tabaka boyunca akışına neden olmaktadır. (Gale ve ark. 1999; De Munck ve ark. 2005; Salz ve Bock, 2010).

Birçok çalışmada ISO standartlarına göre 500 kerelik siklüsün yetersiz olduğu, 1 senelik fonksiyona 10000 döngünün eşdeğer olduğu bildirilmiştir (Gale ve Darvell 1999). Düz yüzey şeklinde oluşturulan dentin dokusuna yapılan restorasyonların bağlanma dayanımına termosiklüsün etkili olmadığı buna karşın kavite preparasyonu yapılıp restorasyon uygulanmış dişlerde değerlerin anlamlı derecede düşüşüne neden olduğu belirlenmiştir (Abdalla ve ark. 2007)

Mikro gerilim bağlanma dayanımı çalışmalarında termosiklüsün çubuk şeklinde hazırlanmış ve ölçüsü 1 mm'den küçük örneklerde etkili olduğu (De Munck ve ark. 2005), sıcak soğuk banyoda kalma süresi, uygulanan termal döngü sayısı, sıcaklık derecesi ve benzeri faktörlerin bağlanma dayanımını etkilerken standardizasyondaki eksikliklerin de çalışmaların arasındaki farklı sonuçlara neden olabileceği gösterilmiştir (Inoue ve ark. 2005; Morresi, 2014).

2.9.3. NaOCI Solüsyonunda Bekletme ile Yaşlandırma Yöntemi

Kolajen fibrillerin deproteinizasyonu ve buna bağlı gerçekleşen yıkımın taklit edilmeye çalışıldığı bu yöntemde %10'luk NaOCl solusyonunu kullanılmaktadır. Yıkıcı bir ajan olan NaOCl'in bütün sistemlerde hibrit tabakayı çözdüğü ve organik yapıyı uzaklaştırdığı bildirilmiştir. Örneklerin solusyonda 1 saat bekletilmesinin bile bağlanma dayanımında önemli azalmalara sebep olduğu gösterilmiştir (Saboia ve ark. 2009; Garbui ve ark. 2012; Toldeano ve ark. 2012; Deng ve ark. 2014).

2.9.4. Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma Yöntemi

Kompozitin dişin sert dokuları ile olan bağlantısını kontrol ederken mekanik kuvvetlerin etkinliğinin araştırılması önemlidir. İn vivo şartları en uygun şekilde in vitro ortama aktarmak için örneklere uygulanacak kuvvetlerin ağız ortamına benzer olmasına dikkat edilmelidir (Ülker ve ark. 2010). Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yönteminde kaviteye uygulanan kuvvetleri takiben adeziv reçinenin etkinliği kontrol edilmektedir (Ülker ve ark. 2010; Toledano ve ark. 2012).

2.9.5. pH Siklus ile Yaşlandırma Yöntemi

İn vivo ortamı taklit etmek için ve karyojenik değişikliklerin ölçülmesi için örnekler asit solusyonunda ve 37^{o}C 6 saat boyunca beklettikten sonra 17 saat boyunca 37 ^{o}C'de yapay tükrükte bekletilmektedir. Bu şekilde 1 haftalık siklus sonrasında örnekler yapay tükrüğe alınmaktadır (Amaral ve ark. 2007).Bu şekilde karyolojik değişiklikler değerlendirilmektedir. (Ortengren ve ark. 2001; Stookey ve ark. 2011)

2.9.6. Enzim ile Yaşlandırma Yöntemi

Suda bulunmayan enzimleri suyun içine dahil ederek yapılan yaşlandırma yöntemidir. Bu amaçla ortama matriks metalloproteinaz enzimleri ilave edilmektedir (Amaral ve ark. 2007).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamıza İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan (Onay no: 2017/67-224) onay alındıktan sonra başlanmıştır. Çalışmamız İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda farklı nedenlerle çekilmiş büyük azı dişlerinden elde edilmiş dentin yüzeyleri üzerinde yapılmıştır.

3.1. Laboratuvar Çalışmasına Dahil Edilecek Dişlerin Deney İçin Hazırlanması

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş-Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda farklı nedenlerle çekilmiş olan üst ve alt büyük azı dişler toplanmış, daha sonra dişlerin üzerlerindeki yumuşak dokular 11 numara bistüri ucu ile sert dokular ise su soğutması altında ultrasonik skaler ile uzaklaştırılmıştır. Bunu takiben yüzeyleri lastik fırça ile temizlenen dişler %0,5'lik Kloramin Trihidrat (Chloramin T- Merck KGaA 64271 Darmstadt, Germany) 1 hafta bekletilmiştir. Süreç sonrasında $+4^0$C 'de distile suda 6 ay içerisinde kullanılmak üzere deney gününe kadar bekletilen dişlerin saklanma suları her hafta değiştirilmiş ve bu koşullarda saklanan dişler çalışmaya dahil edilmiştir.

3.2. Çalışma Gruplarına Göre Sınıflandırılma ve Örneklem Sayısının Belirlenmesi

Çalışmada kullanılacak dişler saklandıkları distile sudan çıkartılarak kuron kısımları dışarıda kalacak şekilde pembe muma gömülmüş ve okluzal yüzeyleri 5 sn. süreyle hava ile kurutulmuştur. Dişleri çürük ve sağlıklı dişler olarak ayırmak için DIAGNO-dent (KaVo Dental, Biberach, Germany, order no: 574 12 92, laser class ıı) cihazı kullanılmıştır. Cihazın aproksimal ve fissür yüzeyler için tasarlanmış ucu firma direktifleri doğrultusunda her ölçüm öncesinde seramik referans kullanılarak sıfırlanmıştır. Cihazın ucu fissürlere yerleştirilerek kendi oku etrafında sağa sola hareket ettirilmek şartı ile maksimum değer alınıncaya kadar ölçüm yapılmıştır. Daha güvenilir sonuç almak için aynı dişten 5 ayrı ölçüm yapılmıştır. Elde edilen ortalama değer listeye

yazılmış ve firmanın ölçüm değerleri ile karşılaştırılarak 0-5 arası olanlar sağlıklı, 26-35 arası olanlar ise çürük dişler olarak ayrılmıştır.

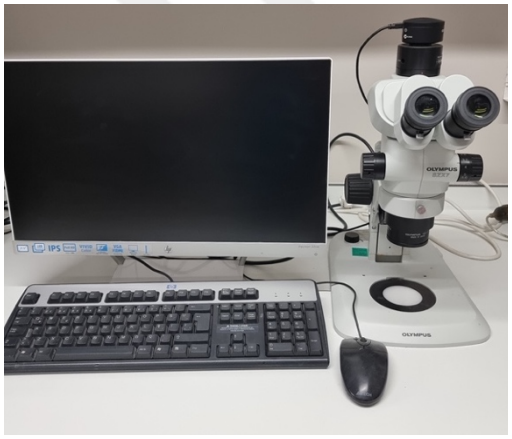
Çalışmamız öncesinde çalışmaya dahil edilecek diş sayısını belirlemek için G*Power (v 3.1.9.) programı vasıtasıyla güç analizi yapılmıştır. Buna göre olası kayıplarıda dikkate alarak her bir grupta 10 adet olacak şekilde 80 adet çürüklü, 80 adet de sağlıklı diş olmak üzere 160 adet diş çalışmaya dahil edilmiştir.

3.1. Dentin Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmamıza dahil ettiğimiz dişlerden dentin yüzeyi elde etmek için dişler öncelikle akrilik reçineden özel olarak hazırlanmış bloklara sirkolan mum ile sabitlenmiş ve okluzal yüzeylerinin 3 mm altında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'ndaki düşük devirli mikrotom (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) ile kesilmiştir (Şekil 3-1).



Şekil 3- 1 Isomet 1000



Şekil 3- 2 Stereo Mikroskop

Kesilmiş yüzeylerde bulunabilecek mine adacıklarının (Şekil 3-3) varlığı İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunna stereomikroskop (Olympus SZ 6,1 Münster, Almanya) ile kontrol edilmiştir (Şekil 3-2). Mevcut adacıkların yok edilmesi, düz yüzey elde edilmesi için sağlam dişlerden elde ettiğimiz dentin yüzeyleri 600 grit silikon karbit kağıtları (Buehler, Düsseldorf, Germany) ile su soğutması altında 60 sn. süre ile zımparalanırken (Şekil 3-4), dentin

çürüklü dişlerden elde edilen yüzeyler, önce 60 saniye boyunca su soğutması altında 400 grit silikon karbit kağıtlar ile takiben de yine aynı şartlarda ancak bu kez 600 grit silikon karbit kağıtları ile zımparalanmıştır.



Şekil 3-3 mine adacıkları



Şekil 3-4 Zımpara Aygıtı

3.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

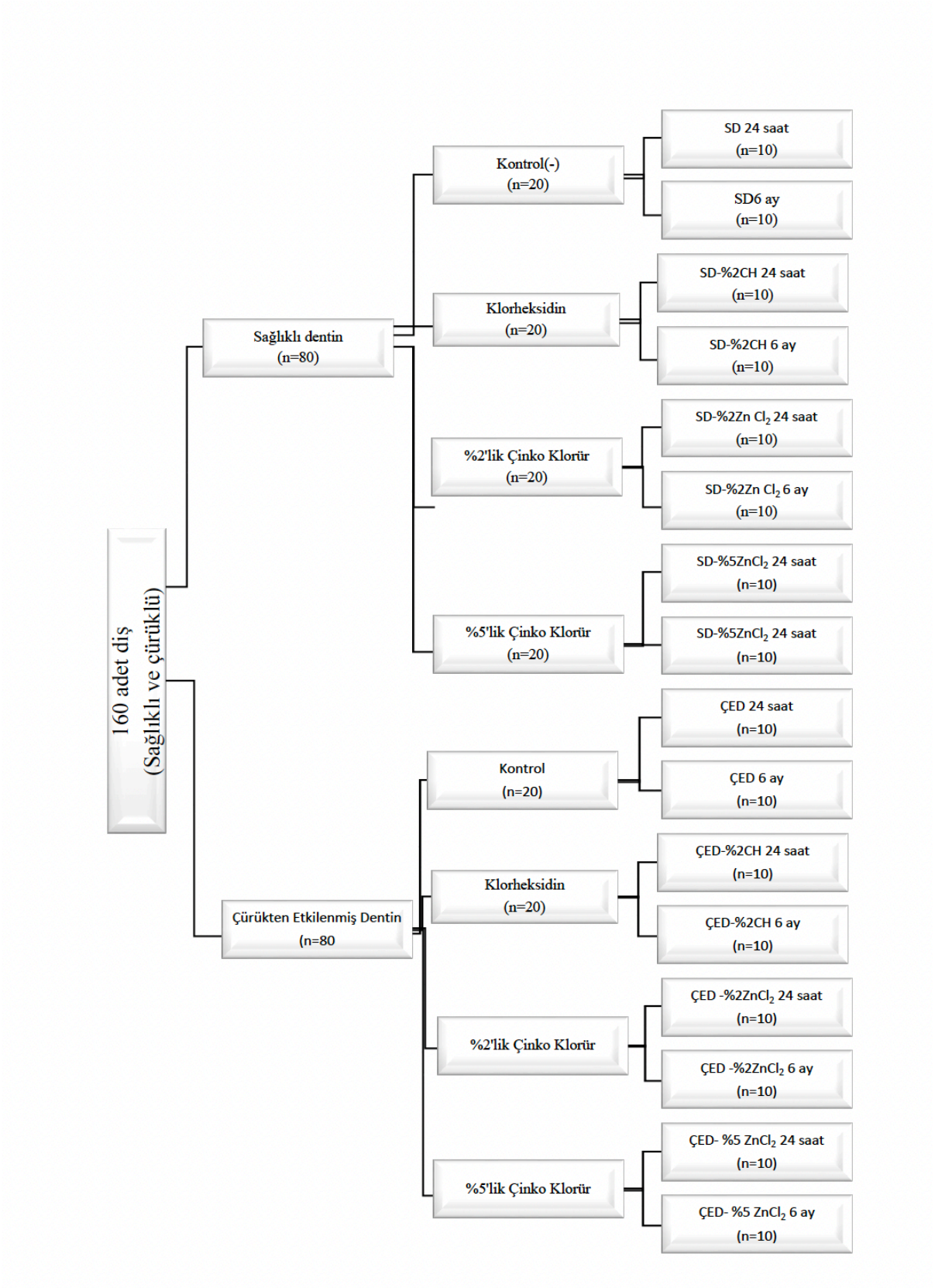
Farklı matriks metalloproteinaz inhibitörlerinin 24 saat ve 6 ay sonrasında sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerindeki adeziv bağlanma dayanımına etkilerinin araştırıldığı çalışmada gruplar aşağıdaki gibi oluşturulmuştur (Şekil 3- 6). Çalışmada kullanılan cihazlar, sarf ve kimyasal malzemeler ve malzemelerin uygulama talimatları ve içerikleri Tabloda gösterilmiştir (Tablo 3-1)(Tablo3-2).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan cihaz-alet, sarf malzemeler

Cihazlar ve Aletler	Sarf Malzemeleri	Yapıştırıcı Malzemeler
Kumpas: Kesitlerin boyutlarını hassas bir şekilde ölçebilmek için (Digital Caliper S) kullanılmıştır.	**Tofflemire Matriks sistemi:** Restorasyonların yapımında kullanılmıştır (Krowne, USA).	**Hızlı siyanoakrilat yapıştırıcı** kesitlerin test aparatına fikse edilmesini sağlamak için kullanılan hızlı yapıştırıcı türüdür. (Pattex, Henkel, Düsseldorf, Germany)
Işık cihazı: Adeziv ve kompozit materyallerinin polimerizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılmıştır (Demi Plus LED IŞIK Kerr, Orange, CA, USA).	**600 Grit silikon karbit kağıt:** Dentin yüzeylerinin cilalanmasında kullanılmıştır.	
Etüv: 37^0C'de kesitlerin saklanması amacıyla (TERMAL Laboratuvar Aletleri, Türkiye) kullanılmıştır	**400 Grit silikon karbit kağıt:** Dentin yüzeylerinin cilalanmasında kullanılmıştır.	
Stereomikroskop: Çubukların incelenmesinde kullanılmıştır (Olympus SZ61, Munster, Germany).	**Akrilik Blok:** Çalışmada kullanılan örneklerin sabitlenmesinde kullanılmıştır.	
Çubukları sabitlenmesinde kullanılan bloklar: Mikro-gerilim test cihazına kesitlerin yerleştirilmesinde ve test edilmesinde kullanılmıştır.	**Sirkolan Mum:** Örneklerin akrilik bloğa kolaylıkla sabitlenebilmesi için kullanılan mum çeşididir.	
Hassas terazi: Çinkoklorür materyalinin uygun ölçeklerde hazırlanmasını sağlamak amacıyla kullanılmıştır.		
Mikro-gerilim test cihazı: Test edilecek kesitlere kuvvetlerin uygulanmasını sağlayan aygıttır (Bisco , Inc)		
Elmas Bıçak: Dentin çubuklarını oluşturmak için kullanılmıştır		
Isomet 1000 Aygıtı: 1 mm^2'lik kesitler oluşturulabilmesi için kullanılmıştır (Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany).		
Zımpara Aygıtı : uniform yüzey elde etmek için kullanılmıştır (Buehler, MetaServ 250 Ginder- Polisher, Düsseldorf, Germany)		
DIAGNOdent: Çürükten etkilenmiş dişlerin teşhisi için kullanılan cihaz. (KaVo Dental, Biberach, Almanya)		

Tablo 3-2: Araştırmada kullanılan materyaller içerikleri ve uygulama talimatları

Scotchbond Etchant (41307)	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Demineraliz edici ajan	%37'5 lik fosforik asit	Fosforik asit 15 sn. boyunca dentin yüzeyine uygulanır 15 sn. yıkanır.pamuk peletlerle kurutulur
Optibond FL (26684)	Kerr, Orange, CA, USA	3 aşamalı Etch & Rinse Adeziv	**Primer**: HEMA, PAMM, GPDM, Su, etanol, fotoinisiyatör **Adeziv**: TEGDMA, DMA, GPDM, HEMA, Bis-GMA, doldurucu, fotoinisiyatör	Primer hafif kuvvet uygulaması ile 15 sn. uygulandıktan sonra hava ile 5 sn. kurutulur. Aynı aplikatör ile 20 sn. hafif kuvvet uygulayarak adeziv uygulanır, hava ile inceltilip 20 sn. süreyle ışık ile polimerize edilir.
Çinko Klorür (108816)	Merck KGaA, St. Louis, Missouri, USA	Anti – MMP ajan	Çinko Klorür	Hassas terazi ile ölçülen toz halindeki malze Distille su ile uygun ölçekte karıştırılarak solusyon hazırlanmıştır (%2 ve %5)
Cavity Cleanser (1900000744)	Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA	Kavite dezenfektanı	%2 Klorheksidin diglukonat	Etch &Rinse adeziv sistemde %37'lik fosforik asit kullanımı sonrası 60 sn boyunca pamuk peletle uygulanır. Dentinb hafif nemli kalacak şekilde kurutulur
Filtek™ Z250 Universal Restoratif Kompozit Sistemi (6020A2)	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Mikrohibrit restoratif kompozit materyali	**Organik Matriks**: BISGMA, UDMA, BIS-EMA **İnorganik:**Doldurucu olarak Zirconya/silika içerir. İnorganik dolgu maddesinin yüklemesi (silan ile muamele olmaksızın) 0,01 – 3,5 µm aralığında partikül büyüklüğü ile birlikte hacmen %60'tır.	Yarı kondanse edilebilir ve sert kıvamdadır. Hem arka hem ön bölgede kullanılabilir. 2. mm'den kalınlığında kaviteye uygulanır. Polimerizasyon süresi 20 saniyedir. 400-500 nm aralıkta minimum şiddeti 400 nW/cm^2 olan bir ışık cihazı ile polimerize olur.



Şekil 3-5: Çalışma gruplarının dizaynı

3.4. %2'lik Klorheksidin Uygulanan Sağlıklı Dentin Grubu (SD-%2CH 24 saat; SD-%2CH 6 ay)

20 adet dişin sağlıklı dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindek fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %2'lik klorheksidin (Cavity Cleanser, Bisco) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(SD-%2CH 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(SD-%2CH 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.5. %2'lik Çinko Klorür Uygulanan Sağlıklı Dentin Grubu (SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat; SD-%2Zn Cl_2 6 ay)

20 adet dişin sağlıklı dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindeki fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %2'lik çinko klorür (Merck KGaA, St. Louis, Missouri, USA) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(SD-%2$ZnCl_2$ 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve

hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.6. %5'lik Çinko Klorür Uygulanan Sağlıklı Dentin Grubu (SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat; SD-%5$ZnCl_2$ 6 ay)

20 adet dişin sağlıklı dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindeki fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %5'lik çinko klorür (Merck KGaA, St. Louis, Missouri, USA) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(SD-%5$ZnCl_2$ 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.7. Sağlıklı Dentin Kontrol Grubu (SD 24 saat; SD 6 ay)

20 adet dişin sağlıklı dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(SD 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(SD 6 ay)**2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.8. %2'lik Klorheksidin Uygulanan Çürükten Etkilenmiş Dentin Grubu (ÇED-%2CH 24 saat; ÇED-%2CH 6 ay)

20 adet dişin çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindeki fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %2'lik klorheksidin (Cavity Cleanser, Bisco) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(ÇED-%2CH 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(ÇED-%2CH 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.9. %2'lik Çinko Klorür Uygulanan Çürükten Etkilenmiş Dentin Grubu (ÇED-%2$ZnCl_2$ 24 saat; ÇED- %2$ZnCl_2$ 6 ay)

20 adet dişin çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindeki fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %2'lik çinko klorür (Merck KGaA, St. Louis, Missouri, USA) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(ÇED- %2 $ZnCl_2$ 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(ÇED- %2 $ZnCl_2$ 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.10. %5'lik Çinko Klorür Uygulanan Çürükten Etkilenmiş Dentin Grubu (ÇED-%5 $ZnCl_2$ 24 saat; ÇED- %5 $ZnCl_2$ 6 ay)

20 adet dişin çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Dentin yüzeylerindeki fazla nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasından sonra 1 dakika süreyle %5'lik çinko klorür (Merck KGaA, St. Louis, Missouri, USA) preparatı dentin yüzeylerine uygulanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(ÇED- %5 $ZnCl_2$ 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(ÇED- %5 $ZnCl_2$ 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

3.11. Çürükten Etkilenmiş Dentin Kontrol Grubu (ÇED 24 saat; ÇED 6 ay)

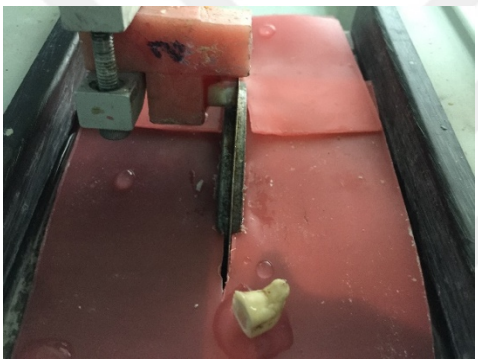
20 adet dişin çürükten etkilenmiş dentin yüzeyine öncelikle %37,5'lik fosforik asit 15 sn. süreyle uygulanmış ve bu sürenin sonunda yüzeyler 20 sn. süreyle su ile yıkanmıştır. Yüzeylerdeki nemin pamuk peletlerle uzaklaştırılmasını takiben Optibond FL (Kerr, Orange, CA, USA) üretici firma direktifleri doğrultusunda yüzeylere uygulanmıştır. Adezif uygulanan dişlere çevresel matriks sistemi olan Tofflemire matriks takılmış ve kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 en fazla 2 mm kalınlığında tabakalar halinde uygulanmış, her tabaka 20 sn. süre ile LED ışıkla (Demi Plus, Kerr) polimerize edilmiştir.

Gruba ait örneklerin 10 adedi 24 saat sonra **(ÇED 24 saat)** diğer 10 adedi ise 6 ay sonra değerlendirilmek üzere **(ÇED 6 ay)** 2 gruba ayrılmış ve hazırlanan örnekler test süresine kadar haftalık değiştirilen distile suda etüv içinde saklanmıştır.

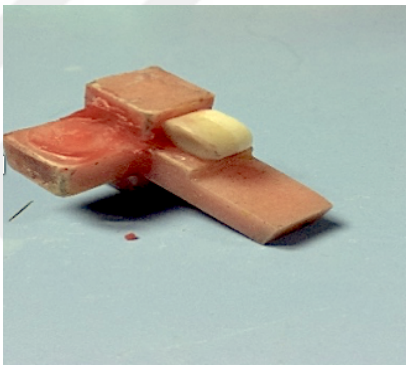
3.12. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi İçin Dentin Çubuklarının Hazırlanması

Kompozit restorasyonları tamamlanmış dişler kök kısımlarından 5 mm. kalınlığında dentin bırakarak mikrotomda kesilmiş (Şekil 3-6), 5 millimetresi dentin ve 5 millimetresi kompozit restorasyon olan 1 sm'lik örnekler elde edilmiştir (Şekil 3-7).

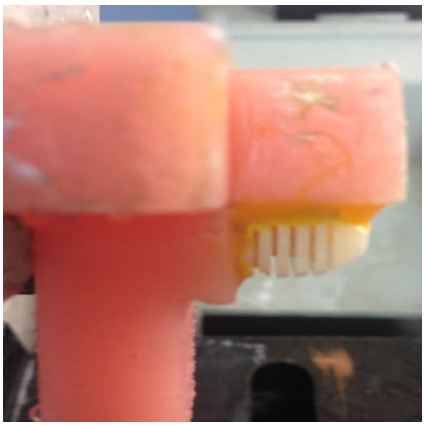
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan etüvde 37ºC'de 24 saat distile suda bekletilen örnekler akrilik reçine bloklara sirkolan mumla bağlanma yüzeyi ile 90º açı oluşturacak şekilde sabitlenmiş ve düşük devirli mikrotom ile (Isomet 1000 Buehler Precision Saw, Düsseldorf, Germany) 1 mm'lik kesitler alınmıştır (Şekil 3-8).



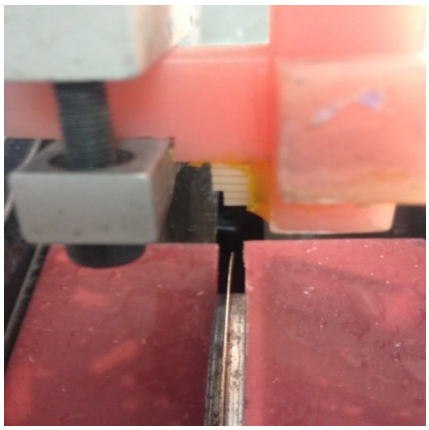
Şekil 3-6: Dişin kök kısmının kesilmesi



Şekil 3-7:1cm'lik Dolgulu dişin akrilik bloğa sabitlenmesi



Şekil 3-8: 1 mm^2'lik kesitlerin oluşturulması



Şekil 3-9: Diş aksının 90^0 döndürülmesi

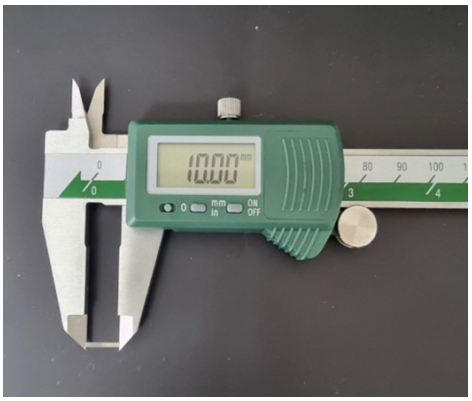
Kesit alma işlemi sırasında hem dişin sonuna kadar kesilmemesine dikkat edilmiş hem de alınan kesitlerin 1 mm olabilmesi için her kesit sonrası bıçak kalınlığı

olan 0,3 mm. de dikkate alınarak bıçağın 1,3 mm. kaydırılmasına dikkat edilmiştir. Bu kesitler alındıktan sonra akrilik blok 90º döndürülerek mikrotoma tekrar yerleştirilmiş (Şekil 3-9) ve böylece her bir dentin-restorasyon örneğinden yarısı dentin, diğer yarısı kompozit olan 10 mm uzunluğunda ~1 mm^2 alanı olan çubuklar elde edilmiştir (Şekil 3-10).

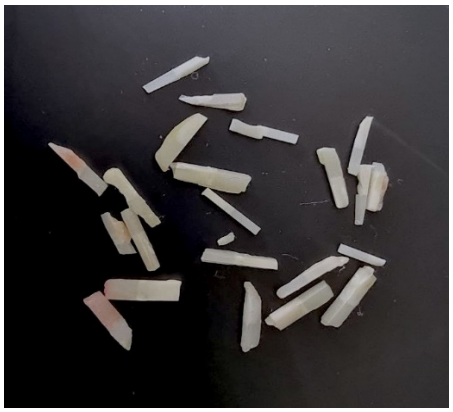


Şekil 3-10: Elde edilen çubuklar

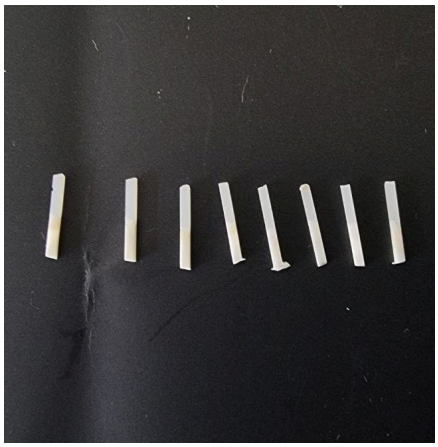
Elde edilen çubuklar tek-tek ölçülerek (Şekil 3-11) standartlara uygun olmayan çubuklar çalışma dışı bırakılmıştır (Şekil 3-12)i Çalışmada kullanılacak çubuklar uygun gruplara ayrılarak saklanma kaplarında distile suda (Şekil 3-13) test gününe kadar 37ºC de etüvde bekletilmiştir (Şekil 3-14).



Şekil 3-11: Çubukların ölçülmesi.



Şekil 3-12: Çalışma dışı bırakılan çubuklar





Şekil Şekil 3-13: Çalışma gurublarına ayrılmış uygun çubuklar Şekil 3-14: ETÜV

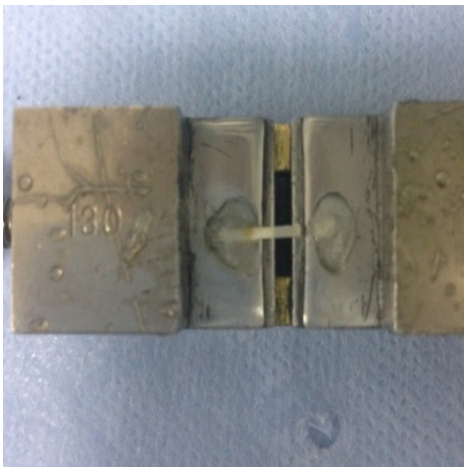
3.13. Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

24 saat ve 6 ay süresince distile suda bekletilen dentin çubukları siyanoakrilat yapıştırıcı vasıtasıyla her iki ucundan mikro-gerilim test cihazının ayırıcı bloğuna sabitlenmiş ve kopma oluşuncaya kadar evrensel test cihazında (Şekil 3-15) (Microtensile tester, Bisco Inc, ABD) 1mm/dk. hızda 500 N kuvvet uygulanarak strese maruz bırakılmıştır.



Şekil 3-15: Dentin çubuklarına kuvvet uygulanması

Cihaza yerleştirme esnasında kırılan ve/veya yapıştırıcıdan kopan çubuklar çalışmaya dahil edilmemiştir (Şekil 3-16)





Şekil 3-16 Çalışmaya Dahil edilmemiş örnekler Şekil 3-17 Yüzey alanlarının hesaplanması

Bağlanma yüzeyinin alanını hesaplamak için çubuklar dijital kumpasla bağlanma yüzeyinden ölçülerek kaydedilmiş ve bağlanma yüzeyinin alanı hesaplanmıştır (Şekil 3-17). Çubukların 24 saat ve 6 aylık mikro-gerilim bağlanma değerleri aşağıdaki formül kullanılarak olarak hesaplanmıştır.

MPa = F (Newton) / Alan (mm^2)

3.14. Başarısızlık Tiplerinin Analizi

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan stereomikroskop (Olympus SZ 6,1 Munster, Germany) kullanılarak mikro-gerilim bağlanma dayanım testi sırasında çubuklarda oluşan kopmaların yüzey özellikleri değerlendirilmiştir. ×30 büyütme altında incelenen ve fotoğraflanan kopma yüzeylerindeki başarısızlık adeziv/miks, kompozitte koheziv ve/veya dentinde koheziv olmak üzere 3 farklı tipte sınıflandırılmıştır.

3.15. İstatistiksel Analiz

Çalışma bulgularının istatistiksel analizi için NCSS (Number Cruncher Statistical System) (Kaysville, Utah, USA) programı kullanılmış olup verilerin değerlendirilmesinde ayrıca tanımlayıcı istatistiksel metotlar da (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, oran, minimum, maksimum) kullanılmıştır. Nicel veriler

Kolmogorov-Smirnov, Shapiro-Wilk testi ile sınanmış ve normal dağılıma uygunlukları değerlendirilmişrtir. Normal dağılım gösteren nicel verilerin iki grup karşılaştırmalarında Student t-testi kullanılmış, anlamlılık en az $p<0.05$ düzeyinde değerlendirlmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerine uygulanan farklı matriks-metalloproteinaz inhibitörlerinin, uygulandıkları adeziv sistemle birlikte restorasyonların 24 saatlik ve 6 aylık bağlanma dayanımlarına etkileri mikro-gerilim bağlanma dayanım testi ile ölçülmüş ve test sırasında meydana gelmiş olan kopmaların tipleri stereomikroskop altında değerlendirilmiştir.

Matriks-metalloproteinaz inhibitörü uygulanmış ve uygulanmamış sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentine yapılan restorasyonların farklı süreler sonrasında mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin standart sapma ve ortalama değerleri (MPa) Tablo 4-1'de gösterilmiştir.

Tablo 4-1 Kullanılan Dentin Tipi, Uygulanan Anti MMP Ajanlar ve Uygulama Süresine Göre Bağlanma Dayanım Testi Ortalama ve Standart Sapma Değerleri (MPa)

Dentin tipi	Uygulanan ajan	Bağlanma dayanımı			
		Kesit sayısı	24 saat	Kesit sayısı	6 ay
		n	Ort±SS(MPa)	n	Ort±SS (MPa)
Sağlıklı Dentin	Klorheksidin	100	36,79±7,84	98	33,88±6,71
	%2 $ZnCl_2$	100	34,69±6,47	98	33,51±7,62
	%5 $ZnCl_2$	100	39,30±6,38	100	36,23±6,80
	Kontrol	96	34,23±5,58	96	30,24±4,45
	Toplam	396	36,27±6,90	392	33,49±6,83
Çürükten Etkilenmiş Dentin	Klorheksidin	99	32,34±4,84	100	27,20±2,04
	%2 $ZnCl_2$	99	33,49±6,17	100	27,01±2,77
	%5 $ZnCl_2$	98	34,71±6,70	100	31,18±5,99
	Kontrol	100	30,32±3,67	100	25,58±3,79
	Toplam	396	32,70±5,68	400	28,19±9,75

4.1. Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış Sağlıklı Dentin Dokusunda Saptanan 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerlerinin Matriksmetalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmamış Sağlıklı Dentin Dokusunda Aynı Sürelerde Saptanan Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerleriyle Karşılaştırılması

Sağlıklı dentinde klorheksidin ile %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlarla kontrol grubundaki restorasyonların 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa olduğu saptanmıştır. (Tablo 4-2)

Tablo 4-2 Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış / Uygulanmamış Sağlıklı Dentin Dokusunda Saptanan 24 Saatlik ve 6 Aylık MikroGerilim Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa)

Dentin tipi	Uygulanan ajan	Bağlanma dayanımı			
		Kesit sayısı	24 saat	Kesit sayısı	6 ay
		n	Ort±SS(MPa)	n	Ort±SS(MPa)
Sağlıklı Dentin	Klorheksidin	100	36,79±7,84	98	33,88±6,71
	%2 $ZnCl_2$	100	34,69±6,47	98	33,51±7,62
	%5 $ZnCl_2$	100	39,30±6,38	100	36,23±6,80
	Kontrol	96	34,23±5,58	96	30,24±4,45
	Toplam	396	36,27±6,90	392	33,49±6,83

Sağlıklı dentinde 24 saat sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol gruplarındaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (SD-%5Zn Cl_2 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) istatiksel anlamlı farklılık tespit edilirken ($p=0,009$; $p<0,01$) bu istatistiksel anlamlılığın %2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol gruplarındaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) olmadığı saptanmıştır ($p=0,591$; $p>0,05$). (Tablo 4-2; Tablo 4-3), (Şekil 4-1) Sağlıklı dentinde klorheksidin ile %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması

yapılan restorasyonlarla kontrol grubundaki restorasyonların 6 ay sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım testi değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay: 33,51±7,62 MPa; SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 MPa) olduğu saptanmıştır. (Tablo 4-1)

Sağlıklı dentinde 6 ay sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro gerilim bağlanma dayanımları arasında (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 Mpa), %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikrogerilim bağlanma dayanımları arasında (SD-%2$ZnCl_2$ 6 ay: 33,51±7,62 MPa; SD-%5$ZnCl_2$ 6 ay: 36,23±6,80 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 Mpa) istatiksel anlamlı farklılık olduğu saptanmıştır ($p=0,001$; $p<0,01$). (Tablo4-2; Tablo4-3), (Şekil 4-1).

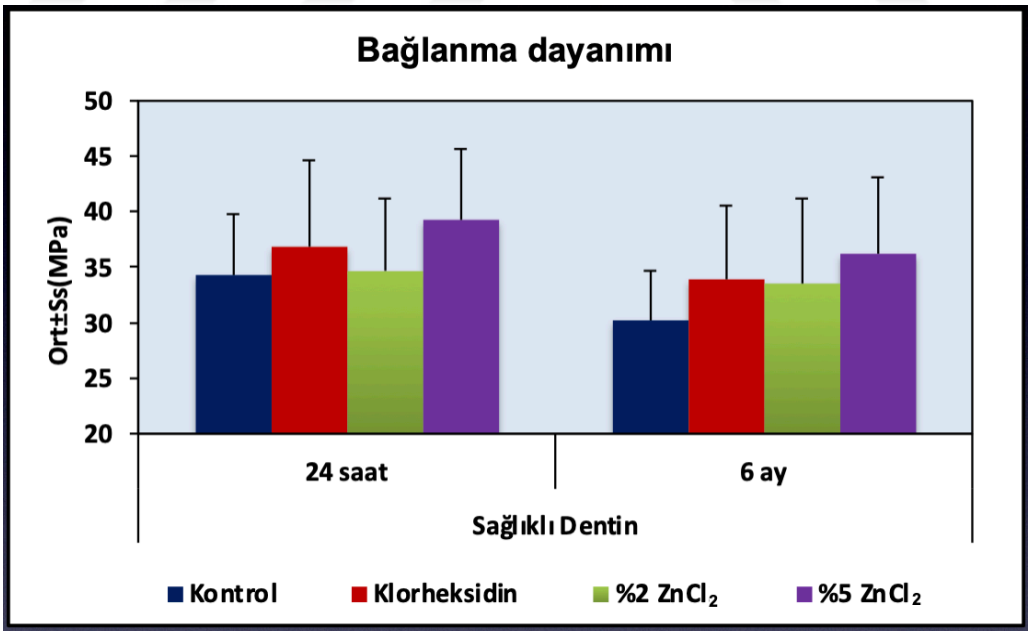
Tablo 4-3 Farklı matriksmetalloproteinaz inhibitörü uygulanmış sağlıklı dentin dokusu ile matriksmetalloproteinaz inhibitörü uygulanmamış sağlıklı dentin dokusunda 24 saat ve 6 ay sonrasında saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması

Dentin tipi	Uygulanan ajan	Bağlanma dayanımı	
		24 saat	6 ay
		Ort±Ss	Ort±Ss
Sağlıklı Dentin	**Kontrol**	34,23±5,58	30,24±4,45
	Klorheksidin	36,79±7,84	33,88±6,71
	p	***0,009***	***0,001***
	Kontrol	34,23±5,58	30,24±4,45
	%2 Zn Cl_2	34,69±6,47	33,51±7,62
	p	***0,591***	***0,001***
	Kontrol	34,23±5,58	30,24±4,45
	%5 Zn Cl_2	39,30±6,38	36,23±6,80
	p	***0,001***	***0,001***
	Klorheksidin	36,79±7,84	33,88±6,71
	%2 Zn Cl_2	34,69±6,47	33,51±7,62
	p	***0,040****	***0,722***
	Klorheksidin	36,79±7,84	33,88±6,71
	%5 Zn Cl_2	39,30±6,38	36,23±6,80
	p	***0,014****	***0,015****
	%2 Zn Cl_2	34,69±6,47	33,51±7,62
	%5 Zn Cl_2	39,30±6,38	36,23±6,80
	p	***0,001***	***0,009***

Student t Test ***p<0.01* **p<0.05*

4.2. Sağlıklı Dentin Dokusuna Uygulanmış Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörlerinin Saptanan 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerlerinin Zamana Bağlı Birbirleriyle ve Kendi Aralarında Karşılaştırılması

Sağlıklı dentinde 24 saat sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin (SD-%2CH 24 saat 36,79±7,84 MPa) % 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinden (SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47 MPa) yüksek ancak %5 'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinden (SD-%5Zn Cl_2 24 saat: 39,30±6,38 MPa) düşük olduğu saptanırken, sağlıklı dentinde 6 ay sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinin (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71 MPa) % 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerine (S2Zn 6ay: 33,51±7,62 MPa) benzer ancak %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinden (SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 MPa) düşük olduğu saptanmıştır.



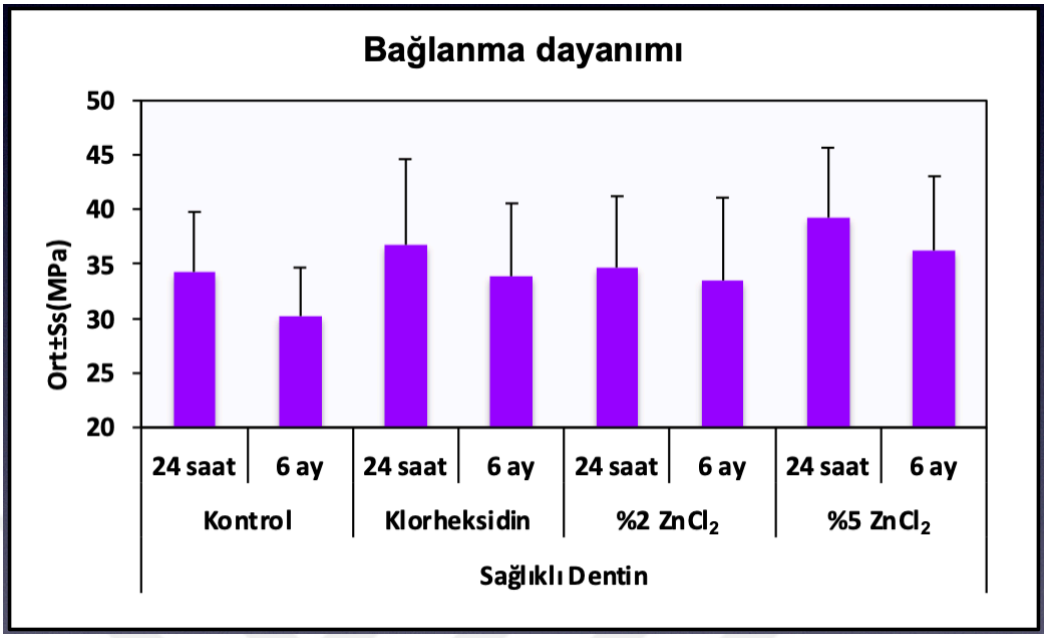
Şekil 4-1 Sağlıklı Dentinde Uygulanan Anti MMP Ajanlarının 24 Saatlik Ve 6 Aylık Bağlanma Dayanımı Ölçümlerinin Dağılımı

Sağlıklı dentinde 24 saat sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla hem % 2'lik hem de %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47MPa; SD-%5Zn Cl_2 24 saat: 39,30±6,38MPa) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ((p=0,040; p<0,05); (p=0,014; p<0,05)), sağlıklı dentinde 6 ay sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla sadece %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80MPa) arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,015; p<0,05). % 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71 MPa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay: 33,51±7,62 MPa;) ile arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı olarak saptanmamıştır (p=0,722; p>0,05).

Sağlıklı dentinde hem 24 saat sonrasında hem de 6 ay sonrasında %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının (SD-%5Zn Cl_2 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 MPa) aynı sürelerde % 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinden (SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47MPa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay: 33,51±7,62MPa) yüksek olduğu görülmüş ve aralarındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu tespit edilmiştir (p=0,001; p<0,01)(p=0,009; p<0,01).
(Tablo 4-2) (Şekil 4-2)

Farklı MMP inhibitörlerinin varlığında ve yokluğunda sağlıklı dentin dokusuna yapılan restorasyonlarda 24 saat sonrasında saptanan mikro-gerilim bağlanma değerleri (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) olarak saptanırken bu değerlerin 6 ay sonrasında (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay: 33,51±7,62 MPa; SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 MPa) olarak değiştiği belirlenmiştir (Tablo 4-1).

6 ay sonucunda grupların mikro-gerilim bağlanma değerlerinde saptanan bu farklılığın klorheksidin, %5'lik $ZnCl_2$ ve kontrol gruplarında istatiksel açıdan anlamlı olduğu halde (p=0,006;p=0,001;p=0,001) %2'lik $ZnCl_2$ grubunda anlamlı olmadığı tespit edilmiştir (p=0,242; p<0,01) (Tablo 4-2). (Şekil 4-2).



Şekil 4-2 Sağlıklı Dentin Grubunda Anti Mmp- Ajanlarına ve Zamana Bağlı Bağlanma Dayanımı

4.3. Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusunda Saptanan 24 Saatlik Ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerlerinin Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmamış Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusunda Aynı Sürelerde Saptanan Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerleriyle Karşılaştırılması

Çürükten etkilenmiş dentinde klorheksidin ile %2'lik ve %5 'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlarla kontrol grubundaki restorasyonların 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa; ÇED-%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa; ÇED-%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa ve ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa olduğu saptanmıştır (Tablo 4-4). Çürükten etkilenmiş dentinde 24 saat sonrasında klorheksidin ve farklı konsantrasyonlardaki $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarından daha yüksek olduğu bununla beraber klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinin (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa) hem % 2'lik $ZnCl_2$ (ÇED -%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17

MPa) hem de %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinden; (ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa) düşük olduğu saptanmıştır (Tablo 4-4, Şekil 4-3).

Tablo 4-4: Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörü Uygulanmış / Uygulanmamış Çürükten Etkilenmş Dentin Dokusunda 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerleri (MPa)

Dentin tipi	Uygulanan ajan	Bağlanma dayanımı			
		Kesit sayısı	24 saat	Kesit sayısı	6 ay
		n	Ort±SS(MPa)	n	Ort±SS (MPa)
Çürükten Etkilenmiş Dentin	Klorheksidin	99	32,34±4,84	100	27,20±2,04
	%2 $ZnCl_2$	99	33,49±6,17	100	27,01±2,77
	%5 $ZnCl_2$	98	34,71±6,70	100	31,18±5,99
	Kontrol	100	30,32±3,67	100	25,58±3,79
	Toplam	396	32,70±5,68	400	28,19±9,75

Çürükten etkilenmiş dentinde 24 saat sonrasında hem klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa ; ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa) hem de %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (ÇED -%2$ZnCl_2$ 24 saat: 33,49±6,17 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa ve ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa) istatistiksel anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p=0,001$; $p<0,01$) (Tablo 4-4, Tablo 4-5).

Çürükten etkilenmiş dentinde klorheksidin ile % 2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlarla kontrol grubundaki restorasyonların 6 ay sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED-%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED-%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa ve ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa olduğu saptanmıştır (Tablo 4-4). Çürükten etkilenmiş dentinde 6 ay sonrasında gerek klorheksidin gerekse farklı konsantrasyonlardaki $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarının kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarından daha yüksek değerler gösterdiği saptanmıştır (Tablo 4-4) (Şekil 4-3)

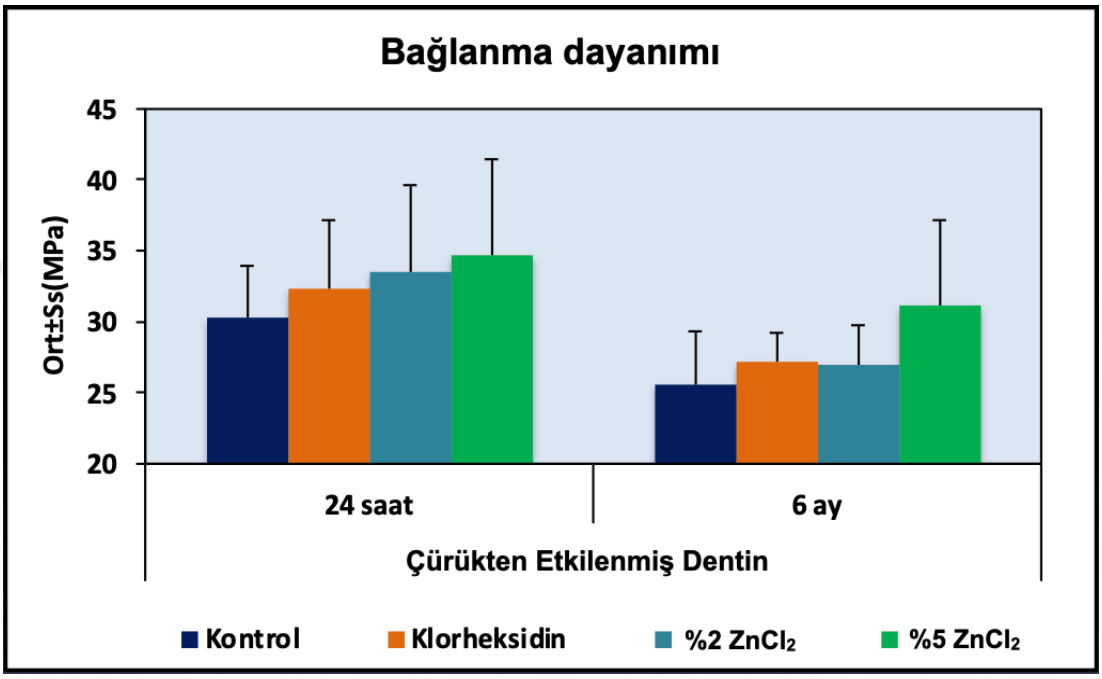
Çürükten etkilenmiş dentinde 6 ay sonrasında da klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasında (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa ; ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa) hem de %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlar ile kontrol grubundaki restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (ÇED -%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa) arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ($p=0,001$; $p<0,01$; $p=0,003$; $p<0,01$) (Tablo 4-5)(Şekil 4-3).

Tablo 4-5 Farklı matriks-metalloproteinaz inhibitörü uygulanmış çürükten etkilenmiş dentin dokusu ile matriks-metalloproteinaz inhibitörü uygulanmamış çürükten etkilenmiş dentin dokusunda 24 saatlik ve 6 aylık mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması

Dentin tipi	Uygulanan ajan	Bağlanma dayanımı	
		24 saat	6 ay
		Ort±Ss (MPa)	Ort±Ss (MPa)
Çürük Dentin	**Kontrol**	30,32±3,67	25,58±3,79
	Klorheksidin	32,34±4,84	27,20±2,04
	p	***0,001****	***0,001****
	Kontrol	30,32±3,67	25,58±3,79
	%2 $ZnCl_2$	33,49±6,17	27,01±2,77
	p	***0,001****	***0,003****
	Kontrol	30,32±3,67	25,58±3,79
	%5 $ZnCl_2$	34,71±6,70	31,18±5,99
	p	***0,001****	***0,001****
	Klorheksidin	32,34±4,84	27,20±2,04
	%2 $ZnCl_2$	33,49±6,17	27,01±2,77
	p	***0,145***	***0,569***
	Klorheksidin	32,34±4,84	27,20±2,04
	%5 $ZnCl_2$	34,71±6,70	31,18±5,99
	p	***0,005****	***0,001****
	%2 $ZnCl_2$	33,49±6,17	27,01±2,77
	%5 $ZnCl_2$	34,71±6,70	31,18±5,99
	p	***0,184***	***0,001****

Student t Test ***p<0.01* **p<0.05*

4.4. Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna Uygulanmış Farklı Matriks-metalloproteinaz İnhibitörlerinin Saptanan 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Değerlerinin Zamana Bağlı Birbirleriyle ve Kendi Aralarında Karşılaştırılması



Şekil 4-3 Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti Mmp- Ajanlarına ve Zamana Bağlı Bağlanma Dayanımı

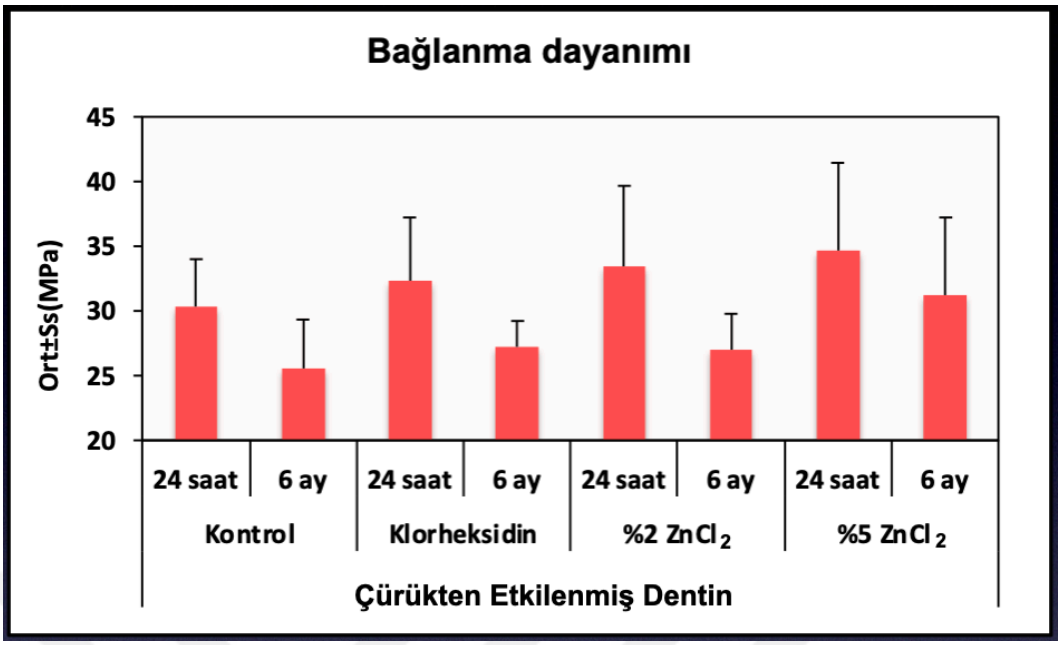
Çürükten etkilenmiş dentinde 24 saat sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa) % 2lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (ÇED -%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa) arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmazken (p=0,145; p>0,05) (p=0,569; p>0,05), %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla (ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa) aralarındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu belirlenmiştir (p=0,005; p<0,01). (p=0,001; p<0,01) (Tablo 4-5).

Çürükten etkilenmiş dentinde, 6 ay sonrasında klorheksidin ve 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinin (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED-%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa) birbirine benzer ancak %5 'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma değerlerinden (ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa) daha düşük olduğu tespit

edilmiştir (Tablo 4-4). Çürükten etkilenmiş dentinde 6 ay sonrasında klorheksidin uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa) % 2lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (ÇED -%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa) arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark saptanmazken (p=0,145; p>0,05) (p=0,569; p>0,05), %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla (ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa) aralarındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir (p=0,005; p<0,01). (p=0,001; p<0,01) (Tablo 4-5).(Şekil 4-4).

Çürükten etkilenmiş dentinde 24 saat sonrasında % 2'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımlarıyla (ÇED -%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa) %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı halde (p=0,184; p>0,05) 6ay %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonların mikro-gerilim bağlanma dayanımları (ÇED -%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa) arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olduğu tespit edilmiştir(p=0,001; p<0,01) (Tablo 4-5; Şekil 4-4).

Farklı MMP inhibitörlerinin varlığında ve yokluğunda çürükten etkilenmiş dentin dokusuna yapılan restorasyonlarda 24 sonrasında mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerleri sırasıyla (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa; ÇED-%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa; ÇED-%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa ve ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa) olarak saptanırken bu değerlerin 6 ay sonrasında (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED-%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED-%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa ve ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa) şeklinde değiştiği saptanmıştır. 6 ay sonucunda grupların mikro-gerilim bağlanma değerlerinde saptanan bu farklılığın bütün gruplarda istatiksel açıdan anlamlı olduğu belirlenmiştir (p=0,001; p<0,01). (Tablo 4-5).(Şekil 4-4).



Şekil 4-4 Çürükten etkilenmiş dentinde Anti MMp- ajanlarına ve zamana bağlı bağlanma dayanımı

4.5. Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna Uygulanmış Matriksmetalloproteinaz İnhibitörlerinin 24 Saat Sonrasında Mikro-gerilim Bağlanma Dayanım Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Sağlıklı dentinde klorheksidin, % 2'lik ve % 5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlarla kontrol grubundaki restorasyonların 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%5Zn Cl_2 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa iken, çürükten etkilenmiş dentinde bu değerlerin ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa; ÇED -%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa ve ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa olduğu bulunmuştur (Tablo 4-6).

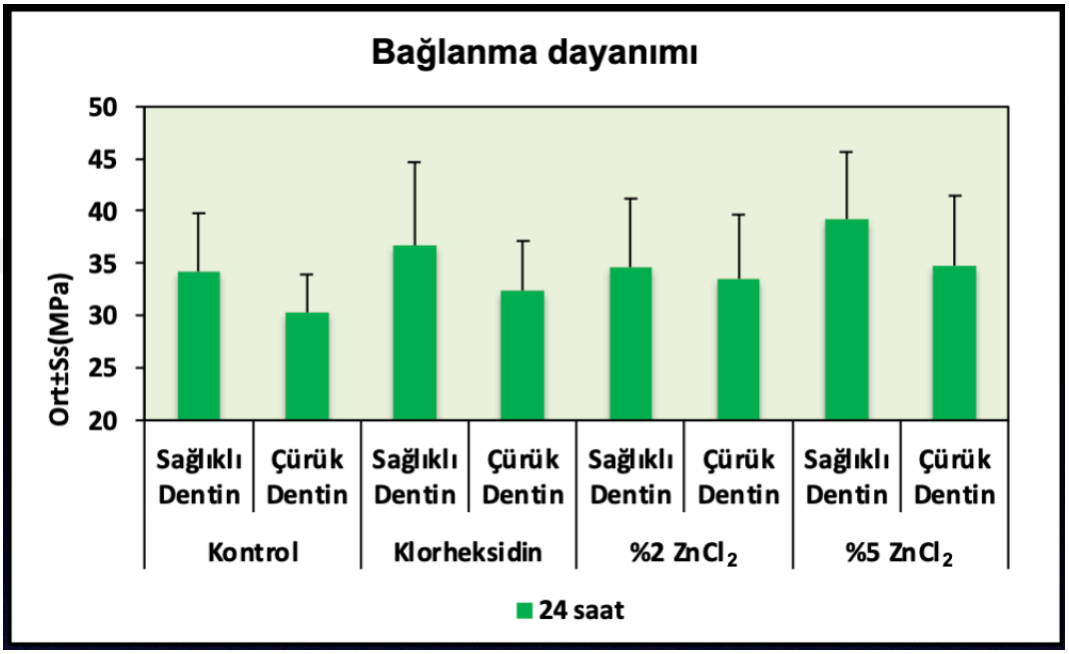
Tablo 4-6 Farklı matriks-metalloproteinaz inhibitörlerinin varlığında ve yokluğunda dentin dokularınaa uygulanan restorasyonların 24 saatlik ve 6 aylık mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması

		Bağlanma dayanımı	
		24 saat	**6 ay**
Uygulanan ajan	**Dentin tipi**	**Ort±Ss (MPa)**	**Ort±Ss (MPa)**
Kontrol	**Sağlıklı Dentin**	34,23±5,58	30,24±4,45
	Çürük Dentin	30,32±3,67	25,58±3,79
	p	***0,001****	***0,001****
Klorheksidin	**Sağlıklı Dentin**	36,79±7,84	33,88±6,71
	Çürük Dentin	32,34±4,84	27,20±2,04
	p	***0,001****	***0,001****
%2 ZnCl2	**Sağlıklı Dentin**	34,69±6,47	33,51±7,62
	Çürük Dentin	33,49±6,17	27,01±2,77
	p	***0,181***	***0,001****
%5 ZnCl2	**Sağlıklı Dentin**	39,30±6,38	36,23±6,80
	Çürük Dentin	34,71±6,70	31,18±5,99
	p	***0,001****	***0,001****

Student t Test ***p<0.01*

Sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentine yapılan %2'lik $ZnCl_2$ uygulamasının 24 saat sonrasında saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımları (SD-%2Zn Cl_2 24 saat: 34,69±6,47 MPa;ÇED -%2Zn Cl_2 24 saat: 33,49±6,17 MPa) arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmazken (p=0,181; p>0,05), aynı şartlarda yapılan klorheksidin (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa), %5'lik $ZnCl_2$ uygulamaları ile (SD-%5Zn Cl_2 24

saat: 39,30±6,38 MPa) kontrol grubunda saptanan mikro-gerilim bağlanma değerleri (SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa), %5'lik $ZnCl_2$ (ÇED -%5Zn Cl_2 24 saat: 34,71±6,70 MPa) ve kontrol grubularındaki (ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa) arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir (p=0,001; p<0,01), (Tablo 4-6) (Şekil 4-5)

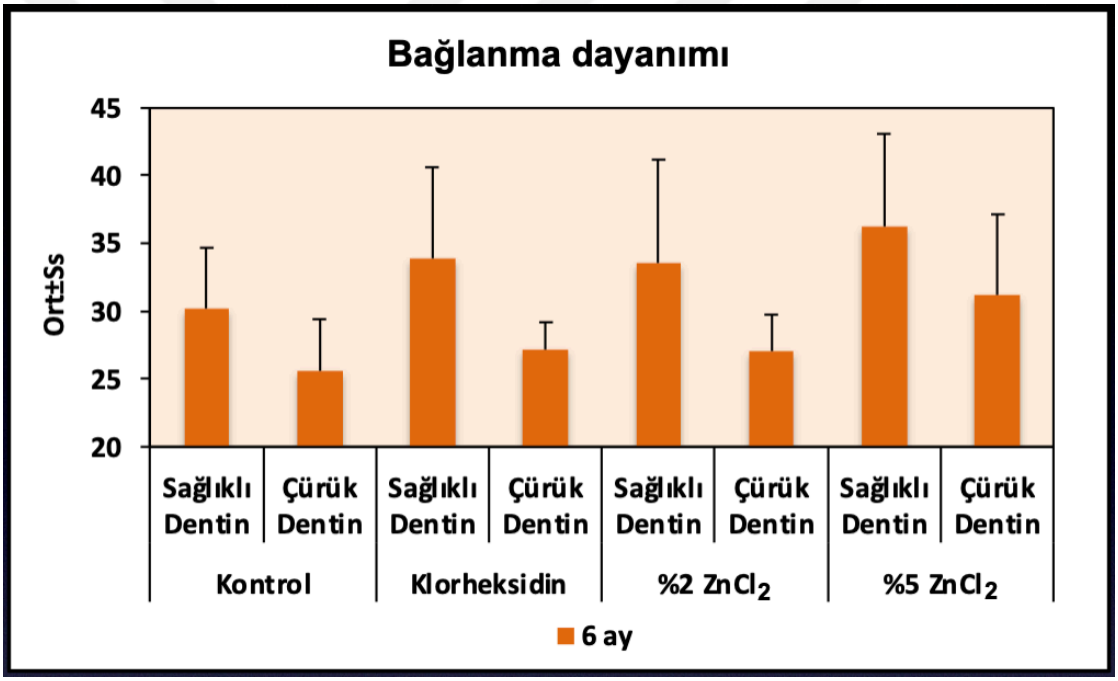


Şekil 4-5: Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti MMP ajanlara göre bağlanma dayanımı (24 saat)

4.6. Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentin Dokusuna Uygulanmış Matriksmetalloproteinaz İnhibitörlerinin 6 Aylık Mikro-gerilim Bağlanma Dayanım Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Sağlıklı dentin dokusunda klorheksidin, % 2'lik ve % 5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılan restorasyonlarla kontrol grubundakı restorasyonların 6 ay sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin ortalama ve standart sapmalarının sırasıyla SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay:33,51±7,62 Mpa; SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 Mpa; SD 6 ay: 30,24±4,45 Mpa iken, çürükten etkilenmiş dentinde bu değerlerin ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED -%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa ve ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa olduğu saptanmıştır(Tablo 4-6).

Yapılan istatistik analiz neticesinde sağlıklı dentin dokusuna klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2Zn Cl_2 6 ay:33,51±7,62 Mpa; SD-%5Zn Cl_2 6 ay: 36,23±6,80 Mpa) varlığında yada yokluğunda yapılan restorasyonların 6 aylık süre sonrasında bulunan mikro-gerilim bağlanma datyanımı değerleri ile (SD 6 ay: 30,24±4,45 Mpa) çürükten etkilenmiş dentin dokusuna klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ varlığında yada yokluğunda yapılan restorasyonların (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED -%2Zn Cl_2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED -%5Zn Cl_2 6 ay31,18±5,99 MPa) (ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa) saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımları arasındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde olduğu belirlenmiştir (p=0,001; p<0,01). (Tablo 4-6) (Şekil 4-6)



Şekil 4-6 Sağlıklı ve Çürükten Etkilenmiş Dentinde Anti MMP ajanlara göre bağlanma dayanımı (6 ay)

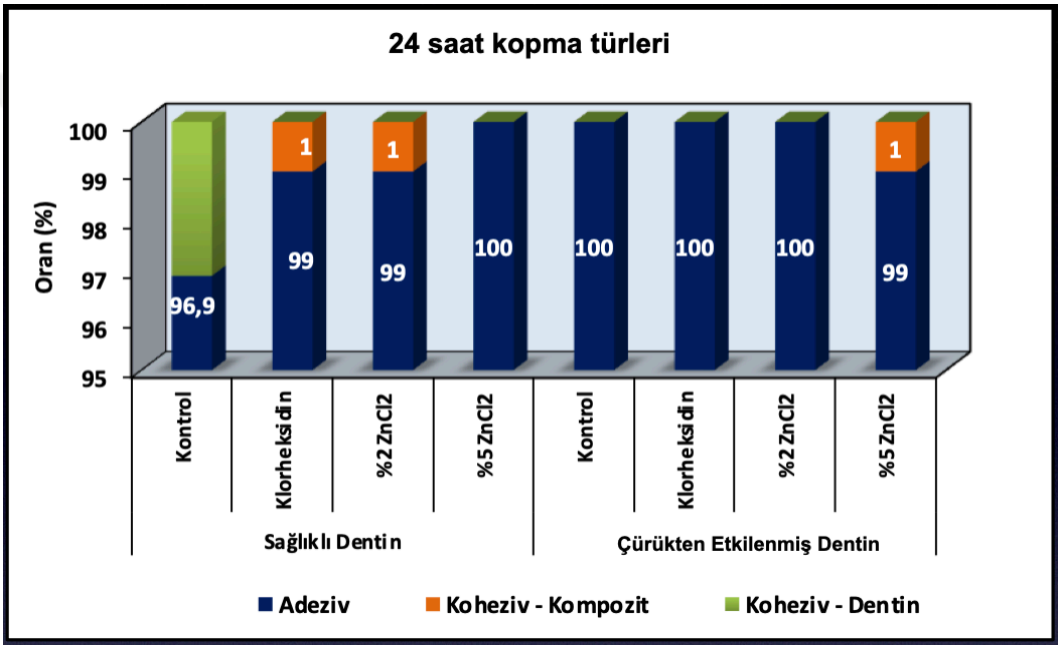
4.7. 24 Saatlik ve 6 Aylık Mikro-Gerilim Bağlanma Dayanım Testi Sonucunda Örneklerde Meydana Gelen Kopma Tipleri

Yapılan mikro-gerilim bağlanma dayanım testleri sonucunda dentin kesitlerinde meydana gelen kopmalar stereomikroskop altında incelenmiş ve saptanmış kopma tipleri ve dağılımları ve yüzdeleri alttaki tabloda verilmiştir. (Tablo 4-7) ve (Şekil 4-7; Şekil 4-8)'de gösterilmiştir

Tablo 4-7 Kopma Türlerinin Dağılımı

			Kopma			
			Adeziv	Koheziv-Kompozit	Koheziv-Dentin	
Süre	**Dentin tipi**	**Uygulanan ajan**	**n (%)**	**n (%)**	**n (%)**	***Toplam***
24 saat	**Sağlıklı Dentin**	**Kontrol**	93 (96,9)	0 (0)	3 (3,1)	**96**
		Klorheksidin	98 (99,0)	1 (1,0)	0 (0)	**99**
		%2 $ZnCl_2$	98 (99,0)	1 (1,0)	0 (0)	**99**
		%5 $ZnCl_2$	100 (100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		Toplam	389 (98,7)	2 (0,5)	3 (0,8)	**394**
	Çürük Dentin	**Kontrol**	100 (100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		Klorheksidin	100 (100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		%2 $ZnCl_2$	100(100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		%5 $ZnCl_2$	99 (99,0)	1 (1,0)	0 (0)	**100**
		Toplam	398 (99,7)	1 (0,3)	0 (0)	**399**
	TOPLAM (24 saat)		787 (99,2)	3 (0,4)	3 (0,4)	**793**
6 ay	**Sağlıklı Dentin**	**Kontrol**	92 (95,8)	0 (0)	4 (4,2)	**96**
		Klorheksidin	97 (99,0)	1 (1,0)	0 (0)	**98**
		%2 $ZnCl_2$	96 (98,0)	2 (2,0)	0 (0)	**98**
		%5 $ZnCl_2$	98 (98,0)	0 (0)	2 (2,0)	**100**
		Toplam	383 (97,7)	3 (0,8)	6 (1,5)	**392**
	Çürük Dentin	**Kontrol**	99 (99,0)	1 (1,0)	0 (0)	**100**
		Klorheksidin	100 (100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		%2 $ZnCl_2$	100 (100)	0 (0)	0 (0)	**100**
		%5 $ZnCl_2$	99 (99,0)	0 (0)	1 (1,0)	**100**
		Toplam	398 (99,5)	1 (0,3)	1 (0,3)	**400**
	TOPLAM (6 ay)		781 (98,6)	4 (0,5)	7 (0,9)	**792**
	TOPLAM (24 saat+6 ay)		**1568 (98,9)**	**7 (0,4)**	**10 (0,6)**	**1585**

Çalışmada yer alan gruplarda mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümleri sonrası saptanan kopma tiplerinde zamana bağlı olarak değişme gözlemlenmeyerek benzer seyretmesiyle birlikte az da olsa adeziv-miks kopma tipinde azalma, buna karşın kompozitte koheziv ve dentinde koheziv tipteki kopmaların zamana bağlı arttığı tespit edilmiştir. Özellikle meydana gelen azalmanın anti MMP ajanı uygulanmış ve uygulanmamış sağlıklı dentin gruplarında yine anti MMP ajanı uygulanmış ve uygulanmamış çürükten etkilenmiş dentin gruplarındaki kopma yüzdelerinden yüksek olduğu belirlenmiştir (Tablo 4-7).

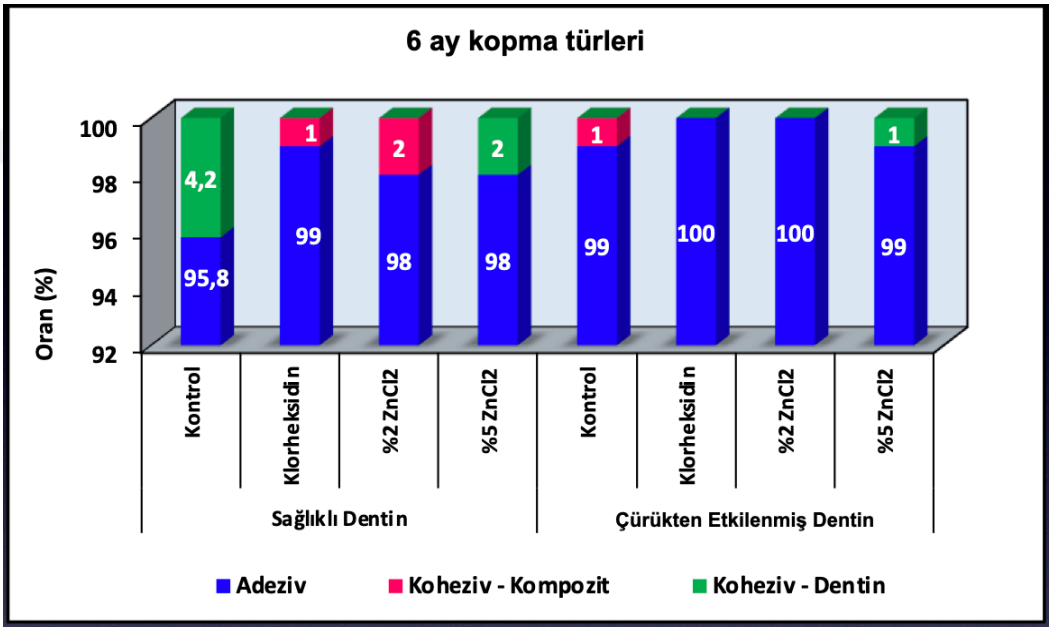


Şekil 4-7: 24 Saat Sonunda Dentin Gruplarında Uygulanan MMP İnhibitörlerine Kopma Türlerinin Dağılımı

Klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulanmış / uygulanmamış sağlam ve çürükten etkilenmş dentin yüzeylerindeki restorasyonlarda 24 saat sonunda yapılan mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümleri sonrası saptanan kopma türleri değerlendirildiğinde sırasıyla en fazla adeziv-miks (98,7-99.7) sonra da dentinde koheziv (%0,8-%0) ve kompozitte koheziv kopmalar (%0,5-%0,3) saptanmıştır. Gerek sağlıklı gerekse çürükten etkilenmiş dentinde %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması yapılmış restorasyon grubunda (99-100) klorheksidin grubuyla (99-100) benzer olmakla birlikte kontrol grubuna (%96,9-%100) kıyasla mikro-gerilim bağlanma dayanımı sonrası daha fazla adeziv-miks kopma tespit edilmiş, buna karşın kompozitte koheziv ve

dentinde koheziv tip kopmalara kontrol gruplarında fazla olmak suretiyle rastlanmıştır (Tablo 4-7) (Şekil 4-7).

24 saat sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanımı testinin gerçekleştirildiği restorasyonlarda adeziv/mix başarısızlığın en yüksek oranda sağlıklı dentinde anti MMP ajanı uygulanmamış restorasyonlarda oluştuğu saptanırken (SD 24 saat: %96.9) koheziv başarısızlıkta en yüksek bu restorasyonlarda oluştuğu belirlenmiştir (SD 24 saat: %3.1) (Tablo 4-7) (Şekil 4-7).



Şekil 4-8: 6 ay Sonunda Dentin Gruplarında Uygulanan MMP İnhibitörlerine Kopma Türlerinin Dağılımı

Klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ uygulanmış / uygulanmamış sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerindeki restorasyonlarda 6 ay sonunda yapılan mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümleri sonrası saptanan kopma türleri değerlendirildiğinde sırasıyla adeziv-miks, dentin dokusunda koheziv ve kompozit restorasyonlarda koheziv kopmalar olduğu saptanmıştır. (Tablo 4-7). En düşük adeziv/mixed başarısızlık sağlıklı kontrol grubu restorasyonlarının mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçümü sonrasında %95,8 oranında saptanmış, dentindeki koheziv kopmalarında gerek sağlıklı gerekse çürükten etkilenmiş dentinde anti MMP ajanların uygulanmasını takiben yapılan restorasyon gruplarında bu süreç için kompozitteki koheziv kopmalardan daha fazla oluştuğu belirlenmiştir (Tablo 4-7) (Şekil 4-8).

5. TARTIŞMA

Günümüzde tıbbın hemen hemen her alanında olan minimal invaziv yaklaşım diş hekimliğinde de ana amaçtır. Her geçen gün gelişen ve yenilenen materyallerin kullanıma sunulmasıyla minimal invaziv diş hekimliği; bu hedefe ulaşılması için geliştirilmiştir. Restorasyonların dişin sert dokularına özellikle dentin dokusuna bağlanması restorasyonun uzun dönem klinik performansı açısından her geçen gün daha çok önem arz etmektedir.

Restorasyonların dentin dokusuna bağlanması konusundaki çalışmalar 20. yy'in sonlarına doğru yapılmaya başlanmıştır. Bu konudaki ilk çalışmaları yapanların başında gelen Fusayama mineden sonra dentin dokusuna uygulanan asidin mikro-mekanik yolla bağlanmayı arttıracağını ileri sürmüştür (Fusayama 1992). Dişin sert dokularının asitlenmesi sonucu meydana gelen dekalsifikasyonun kolajenler arası alana reçine infiltrasyon bağlantılarını oluşturduğu (Nakabayashi 1985, 1996) ve restorasyonlarda mikrosızıntı ve hassasiyet gibi problemlerin oluşmasını azalttığını gösteren araştırmalar (Van Meerbeek, 1998) yapılmıştır.

Dentine bağlanma konusunda yapılan çalışmalar genellikle sağlıklı dentinde yapılmaktadır. Oysa klinik şartlarda restorasyonların çok az kısmında dentin dokusu sağlıklı, çoğunluğunda çürükten etkilenmiş dentin varlığı söz konusudur. Bu durum dikkate alınarak çalışmamızda sağlıklı dentin dokusu ile birlikte çürükten etkilenmiş dentin dokusu grupları oluşturulmuş ve bu grupların karşılaştırmalı değerlendirmesi yapılmıştır.

Kullanılacak materyalin değerlendirilmesinde klinik çalışmalar çok önemli kaynak oluşturmaktadır. Gönüllü bireylerle yapılan bu çalışmalarda restorasyon yapılacak yüzeyin lokalizasyonu, hastanın yaşı, cinsiyeti, hijyen durumu, oklüzyonu, izolasyonun etkinliği, operatörün manipülasyon yeteneği gibi birçok faktörü göz önünde bulundurmak gerekmektedir (De Munck ve ark. 2005; Heintze ve ark. 2010; 2015).

Genel parametrelerdeki standartizasyon zorluklarına ilave olarak, hastaların gerekli periyotlarda düzenli olarak kontrole gelmemesi, araştırmadaki hastaların çalışmanın sonuna kadar çalışmada kalmaması, çalışmanın başlangıcı ve bitişi arasında geçen sürenin uzun olması klinik çalışmanın zorlukları arasındadır (Hickel ve ark., 2007). Klinik çalışmaların bu kadar uzun zaman almasına rağmen son dönemde dental sektörün hızlı gelişimine bağlı olarak firmalar bir materyal üzerinde araştırmalar devam

ederken diğer bir materyali piyasaya sürmekte bu da materyallerin klinik performansının değerlendirilmesinde daha çok laboratuvar çalışmalarından destek alınmasına neden olmaktadır (Perdigao 2002). Laboratuvar ortamında ağız mikroflorası, tükürük, ısı değişiklikleri, çiğneme kuvvetleri gibi klinik parametleri birebir oluşturmak zor çoğu zaman imkansızdır. Laboratuvar ortamında yüksek değerler gösteren bir materyalin klinik performansının da iyi olacağı beklentisi ile hareket edilse bile materyalin klinik performansı ancak düşük çürük riskli, ağız hijyeni iyi, parafonksiyonları olmayan ideal hastalar için yüksek olabilecektir. İn vitro ortamda çeşitli yaşlandırma yöntemleri ile degradasyonu hızlandırmak ve burdan alınan veriler ile klinik sonuçlara benzer simulasyon sonuçları elde etmek mümkün olmaktadır (Van Dijken ve ark. 2007; Peumans ve ark. 2010; Liu ve ark. 2011; Araujo ve ark. 2015). İn vivo ve invitro çalışmaların birbirini destekler nitelikte olması çalışmaların geçerliliğini arttırır (Carvalho ve ark. 2012; Heintze 2013, Salz ve ark. 2010). İn vitro çalışmaların sonuçları (Sadek ve ark. 2005) klinik çalışmaların sonuçları ile aynı olmasa da yakın sonuçlar gösterdiği için bizde çalışmamızı in vitro olarak planlamış bulunmaktayız.

Son yıllarda adeziv sistemlerin reçine dentin ara yüzündeki bağlanma dayanımının laboratuvar ortamında araştırılması en çok çalışılan konulardan biri haline gelmiştir. Bağlanma dayanım testleri, ara yüzeyin morfolojik olarak mikroskop altında incelenmesi, ara yüzeye gümüş iyon penetrasyonu, kenar uyumu gibi birçok yöntem ile araştırılmaktadır. Restoratif malzeme ile diş dokuları arasında oluşan bağlanmayı değerlendirmede en çok kullanılan yöntemler mikro-gerilim bağlanma dayanım testi ve mikro-makaslama bağlanma dayanım testleridir (De Munck ve ark. 2005; Armstrong ve ark. 2010; Heintze ve ark. 2011; 2015).

Mikro-gerilim bağlanma dayanım testini 1 millimetrelik küçük yüzeyler ve dentinin farklı bölgelerinden elde edilen çubuklarla ölçmenin mümkün olduğu ifade edilmiştir (Sano ve ark. 1994). Uzun dönem bağlantının değerlendirilmesinde mikro-gerilim bağlanma dayanım testinin en güvenilir olduğu küçük alanlarda değerlendirme yapılırken hata payının minimuma indirilebileceği bildirilmiştir (Pashley ve ark 1994; 1995; Van Meerbeek ve ark. 2010). Dentin dokusu ve kompozit ara yüzeyinde daha iyi stres dağılımı oluşturan ve örnekler bir çok yönden araştırılabilen bu yöntemin birçok avantajı mevcuttur (Cho ve ark. 2004):

- Geniş yüzeyler kullanıldığı geleneksel yöntemlerde hasar daha büyük ölçüde oluşabilirken (Phrukkanon ve ark. 1998), mikro-gerilim bağlanma dayanım

testinde çok küçük bir alanda daha yüksek bağlanma direnci oluşabilmektedir (Pashley ve ark. 1999),

- Stres dengeli dağıldığı için daha az koheziv, büyük oranda adeziv kopmalar meydana gelmektedir (Sano ve ark. 1994),
- Çürükten etkilenmiş dentin gibi küçük alanlarda bile değerlendirme yapılabilmektedir (Nakajima ve ark.1995),
- Bir dişten oluşturulan çubuklardan örnek oluşturulabildiği için fazla sayıda yeni çekilmiş dişe ihtiyaç duyulmamaktadır (Pashley ve ark. 1999),
- İn vivo ortamı taklit edebilen laboratuvar yaşlandırma teknikleri kullanılabilir (Sadek ve ark. 2005),
- Bir dişten fazla sayıda örnek elde ederek daha fazla veriye ulaşılabilmekte ve daha güvenilir sonuçların elde edilmesine olanak sağlayabilmektedir (Armstrong ve ark. 2010).
- Aynı dişten elde edilen çok sayıda farklı dentin yüzeyinde bölgesel farklılıkların bağlanma üzerindeki etkileri araştırılabilmektedir (Shona ve ark.1997; Pereria ve ark.1999).

Çalışmamızda sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentine adeziv bağlayıcıların bağlanma dayanımını ölçmek için fakültemizin araştırma laboratuvarında bulunan mikro-gerilim test cihazı kullanılmıştır. Genellikle klasik yöntemlerde deneylerde 8-12 adet diş kullanılırken, mikro-gerilim bağlanma dayanımı çalışmalarında bu sayı 2 ile 4 dişe indirilebilmektedir (Paul ve ark. 1999; Shono ve ark. 1999; Nakajima ve ark. 2000; Hashimoto ve ark. 2002). Ancak bir dişten elde edilen çubuk sayısı fazla olsa da, bu çubukların hepsi deney birimi olarak kullanılamamaktadır. İstatistiksel neticelerin tatminkâr olması için bir grupta minimum 4 adet diş bulunması gerektiği bildirilmiştir (Reis ve ark. 2003). Çalışmamızda G*Power (v 3.1.9) programıyla örneklem sayısı belirlenerek istatiksel güç analizi yapılmış ve sonuç 1-β β = II tip hata olasılığı bulunmuştur. Veriler sonucunda her grupta minimum 8, mümkün kayıplar da göz önünde bulundurarak 10 diş kullanılmıştır.

Bazı çalışmalarda sığır dişleri, insan dişlerinin toplanmasındaki birtakım zorluklar nedeniyle tercih edilmektedir (Soares ve ark. 2013). Sığır dişlerinin daha kolay elde edilebilmesi araştırmacıları materyal olarak bu dişleri kullanmaya yöneltmektedir. İnsan dişi ile kıyaslandığında sığır dişinin yüzeyel dentin bağlanma dayanımında anlamlı bir farklılık olmasa da daha derin tabakalara indikçe sığır

dişlerinde kanalların genişlediği, intertübüler dentinin daha poröz olan yapısı bağlanma dayanımının düşmesine neden olmaktadır (Nakamichi ve ark. 1983; Lopes 2003; Dutra-Correa ve ark. 2007). FTR spektroskopi yöntemi kullanılarak yapılan çalışmada sığır dişi ve insan dişi karşılaştırılmış, organik ve inorganik yapıları arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur (Soares ve ark. 2013). Yapılan başka bir çalışmada ise sığır ve insan dişlerinin derin dentin yüzeyleri karşılaştırıldığında insan dişlerinde sığır dişleri ile kıyasla daha çok dentin tubülü içerdiği bunun da adeziv reçinenin daha derine nüfuz etmesine olanak sağladığı bildirilmiştir (Wegehaupt 2008).

İki ve üç aşamalı etch and rinse sistemlerinin hem kısa hem de uzun dönem insan ve sığır dişlerinde karşılaştırıldığı çalışmada iki farklı dişin yüzeyleri arasında farklılıklar olduğu bildirilmiştir (Rüttermann ve ark. 2013). Yapılmış bir çalışmada sığır dişlerinde reçine uzantılarının normal dentine göre daha kısa olduğu ve bunun morfolojik farklılıklara bağlı meydana geldiği ifade edilmiştir (Soares ve ark. 2013). Yukarıda belirtilen sebeplerden dolayı çalışmamızda insan dişleri kullanılmasına karar verilmiştir.

İSO standartlarına göre bağlanma dayanım ölçümlerinin dişler çekildikten hemen sonra gerçekleştirilmesi elde edilecek verilerin güvenliği açısından şarttır (ISO 2003). Çekilmiş dişlerin yapısında zaman içinde oluşan değişikliklerin bağlanma değerlerini etkilediği bildirilmiş ve dişlerin çekimi takiben en geç 6 ay içerisinde kullanılması önerilmiştir (Perdigao 2010). Çalışmamıza bu nedenle çekimi takiben 6 aylık süreyi geçen dişler dahil edilmemiştir.

Çalışmalarda kullanılan dişlerin çekim sonrası dehidratasyona uğramaması için belirli solüsyonlarda bekletilmeleri gerekmektedir (Tosun ve ark 2005). Çekilmiş dişlerin saklanılmasında önerilen solusyonlar distile su, musluk suyu, timol, formalin, etanol, kloramin ve serum fizyolojiktir (Retief., 1991). Su ve %0,9'luk NaCl ile % 0,05'lik timol içersinde bekletilmiş dişlerde oluşan bağlanma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada solüsyonlar arasında anlamlı farkın bulunmadığı bildirilmiştir (Aquilino 1987). Çekim sonrası timol ile etanol solusyonlarında bekletilmiş dişlerin ikinci gün ve altıcı ayda ölçülen bağlanma dayanımlarında önemli farklılık olmasa da bu değerlerin kloramin, formalin ve serum fizyolojikde bekletilen örneklere göre daha düşük olduğu rapor edilmiştir (Retief ve ark. 1991). 60 gün boyunca distile su, %10'luk formalin, %0,9'luk sodyum hipoklorit, %0,5'lik kloramin T, %2'lik glutaraldehit ve %5,25'lik NaOCl solüsyonlarında çekilmiş dişlerin bekletildiği başka bir çalışmada

%5,25'lik NaOCl solüsyonunun bağlanmada negatif etkisi saptanmıştır (Lee ve ark. 2007). Yapılan başka bir çalışmada Stanislavçuk ve ark. (2009) dişlerin suda bekletilmesi gerektiğini belirtilmiş ve Perdigao (2010) da absorbsiyon son ucu dişin yapısını değiştireecek kimyasal solüsyonların bekletme ortamına eklenmemesi gerektiğini önermiştir. Saklama solüsyonlarında kullanılan maddeler dişlerde organik değişikliklere neden olabildiği için DİAGNOdent ölçümlerinde normal değerlerden daha farklı değerlerin elde edilmesine sebep olabilmektedir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanılan dişler 1 hafta süresince +4°C'de ve %0,5'lik Kloramin-T solüsyonunda beklettikten sonra distile suya geçirilerek 37°C'de etüvde her hafta suyu değiştirilerek test gününe kadar bekletilmiştir.

Çalışmaların standardizasyonu sağlanırken laboratuvar şartları ve hazırlıklarının yanı sıra kullanacağımız dentin dokusunun standardizasyonunu sağlamak da önemlidir. Çünkü dentinin kompleks yapısının yanı sıra çürüklü, restorasyonlu oluşu da bağlanma değerlerine etki edebilmektedir. Bu sebeple genellikle çalışmalarda sağlıklı ve restorasyonsuz dişler kullanılmaktadır (Rolla ve ark. 2006; Esteves-Oliveira ve ark. 2007). Buna karşın klinik ortamında adeziv sistemler daha çok çürükten etkilenmiş veya sklerotik yapıdaki dentine uygulanmaktadır. Çürükten etkilenmiş dentinde fibrillerin arasının apatit kristallerle dolu olması hem asitleme süresini hem de dentine bağlanmayı etkilemekte ve sıklıkla saptanan bağlanma dayanım değerleri sağlıklı dentin dokusunda saptanan değerlerden farklılık gösterebilmektedir (Pashley ve Carvalho 1997).

İn vitro çalışmalara bakıldığında eşit miktarda ve homojen smear tabakası elde etmek için dentin yüzeyi bir zımpara kâğıdı ile cilalanır. Çalışmalar bu tabakanın gerçekte oluşan smear tabakasından farklılık gösterdiğini belirtmektedir. (Sengun ve ark. 2005; Ünlü ve ark. 2010). Sağlıklı dentinle karşılaştırıldığında çürükten etkilenmiş dentin asite karşı daha dirençli olup organik faz açısından daha zengindir. Yapılan elektron mikroskop çalışmaları sklerotik dentinin smear tabakasının sağlıklı dentinle kıyaslandığında iki kat kalın olduğunu göstermiştir (Nakajima ve ark. 1995; 1999). SEM analizlerinde patolojik veya fizyolojik olarak sklerotik dentinde kısmi veya tamamen tıkalı dentin kanallarının mevcut olduğu bunun da daha az reçine infiltrasyonuna olanak sağladığı bildirilmiştir (Nakajima ve ark. 1995). Buna karşın çürükten etkilenmiş dentinin sağlıklı dentine göre daha geçirgen peritübüler ve daha poröz intertübüler dentine sahip olduğu ve bu yapısal özelliği nedeniyle de asitlemeye daha duyarlı olup asitleme sonucu daha derin bir demineralizasyon tabakaysının

oluşabildiği bildirilmiştir (Pashley ve Carvalho 1997). Bu nedenden dolayı çalışmamız çürüklü ve sağlıklı alt-üst çene molar dişlerden elde edilen hem çürükten etkilenmiş hem de sağlıklı dentin dokuları üzerinde gerçekleştirilmiştir .

Klinikte çürüğün ne kadar uzaklaştırılması gerektiği her zaman tartışma konusudur (Damaschke ve ark. 2002; Banerjee ve ark. 2000a; 2000b). Çürükten etkilenmiş dentini ortaya çıkarmak için birçok yol kullanılsa da en pratik yöntem olarak çürük boyaları kullanılmaktadır. Çürük boyalarının demineralize ve poröz dentine nüfuz ederek kolajen bağları boyayabildiği ve kalıcı olan bu boyama sonucu özellikle mine-dentin sınırı ve pulpaya yakın bölgelerdeki sağlıklı dentinin boyanmasının mümkün olabileceği bildirilmiştir (Fusayama 1988; Banerjee ve ark. 2003). Ancak yapılan diğer bir çalışmada çürük boyaları uygulanan dişlerde mine-dentin sınırı ile pulpaya yakın bölgelerde bulunan sağlam dentin dokusunun da boyandığı ve bu nedenle çürük uzaklaştırma işlemi sırasında sağlıklı dentin dokusunun da uzaklaştırılabileceği ifade edilmiştir (Hosoya ve ark 2007). 4 farklı etch and rinse ve self-etch adezivin bağlanma dayanımının ölçüldüğü bir çalışmada çürük boyaları da kullanılmıştır. Çalışmada çürük tespit boyalarının yüzeyden tam uzaklaştırılamaması durumunda boya kullanılan gruptaki bağlanma dayanım değerleri kontrol gruplarına göre daha yüksek saptanmıştır (Yokota ve ark. 2006). Singh ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada çürükten etkilenmiş dentin ile sağlıklı dentinde çürük boyama solüsyonunu kullanmışlar ve her iki grupta da kullanılan çürük tespit boyasının bağlanma değerlerinin düşmesine neden olduğunu tespit etmişlerdir. Bu nedenle Çürükten etkilenmiş dentinin tayin edilmesinde DİAGNOdent cihazı da modern teşhis yöntemlerinden biri olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Bu cihaz ile 665 nm dalga boyundaki kırmızı diot lazer floresans ışını dişin çürükten etkilenmiş yüzeyine uygulanır, yansıyan floresans sinyalleri filtre edilir ve cihazın detektörü tarafından () 0-99 aralığındaki değerlere göre yapılan saptamayla dişin çürükten etkilenme seviyesi belirlenir (Featherstone 2000; Toraman ve ark. 2003; Yonemoto ve ark. 2006; Lussi ve ark. 2008). Yaptığımız çalışmada da çürükten etkilenmiş dentin dokusunu tespit etmek için çürük boyalarından daha güvenilir olan DİAGNOdent cihazı kullanılması tercih edilmiştir (Kavo DIAGNOdent 2095 Clinical Guidelines, 2003). Çalışmamızda adeziv uygulamaları öncesi herhangi bir çürük tespit boyası kullanılmamıştır.

İn vitro olarak yapılan bağlanma dayanım çalışmalarında uygulama yapılacak yüzeylerin önceden hazırlanmasında, dentin dokusu yüzeyinde homojen smear tabakası

oluşturmak ve aynı zamanda standardizasyonu sağlamak için silikon karbit zımparalar, diskler, abrazivler kullanılmaktadır. Smear tabakasının oluşturulma şekli bağlanma dayanımını etkilemekte ve sonuçların farklılık göstermesine sebep olmaktadır (Pashley ve ark. 1991;1995; Gamborgi ve ark. 2007). 60 ve 600 gritlik zımpara kağıtlarıyla yapılan aşındırma işlemi sonrası dentin yüzeylerine etch&rinse adeziv uygulanmış ve yapılan bağlanma dayanım testi sonucunda 60 gritlik silisyum karbit zımpara kâğıdıyla hazırlanmış örnek yüzeylerindeki bağlanma dayanımı 600 gritlik silisyum karbit zımpara kâğıdı ile yapılan yüzey hazırlığı sonrasındaki bağlanma dayanımlarından anlamlı derecede düşük sonuçlar verdiği tespit edilmiştir (Mowery ve ark. 1987). 4 adet self-etch ve 1 etch and rinse adeziv kullanılarak yapılan bir çalışmada smear tabakasının kalınlığının bağlanma dayanımı üzerinde etkili olmadığı bildirilirken (Kenshima ve ark. 2005), başka bir çalışmada özellikle self-etch adezivlerin smear tabakasının kalınlığına nazaran yoğunluğundan daha çok etkilendiğini bildirilmiştir (Sattabanasuk ve ark. 2006). Bağlanma dayanımının incelendiği birçok çalışmada homojen smear tabakası elde etmek için dentin yüzeyleri 600 grit karbit zımpara kağıtları ile aşındırılması gerektiği (Armstrong ve ark. 2003; Nakornchai ve ark. 2005) ve smear tabakasının kalınlığının self etch sistemlerin bağlanması ile ilgili farklı sonuçlar doğurabileceği ve bu nedenle de bağlanma öncesi daha uniform bir tabakanın oluşturulmasının gerekliliği bildirilmiş olduğundan (Mine ve ark. 2014) çalışmamızda önce 400 grit ve takibende 600 grit kalınlıklarında silikon karbit zımpara kâğıtları smear tabakanın standardizasyonu için kullanılmıştır

Asitle pürüzlendirilmiş dentine adeziv reçinenin yeterince nüfuz edememesi, hibrit tabakanın altında kolajen fibrillerin demineralizasyonuna ve korumasız kalan bu kolajen liflerin açığa çıkmış matriks metalloproteinazlarının atağı sonucu degradasyona uğramasına neden olabilmektedir (Osorio ve ark. 2002).

Pekçok fizyolojik ve patolojik süreçte rol oynayan proteinaz veya endopeptidaz yapıdaki matriks metalloproteinazlar odontoblastlar tarafından sentezlenmektedir (Hebling ve ark. 2005; Boittin ve ark. 2005). Dentin içeriğinde kolajenazlar, jelatinazlar ve enamelizin mevcut olsa da tam olarak fonksiyonlarının ne olduğu bilinmemektedir (Mazzoni ve ark. 2007; Breschi ve ark. 2010). Kolajen fibrillerin yıkımında dentin dokusunda yer alan matriksmetalloproteinazların sorumlu olduğu birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Zhang ve ark. 2009; Hashimoto ve ark. 2011; Reis ve ark. 2013). Hibrit tabakanın dayanıklılığının ve devamlılığının sağlanması için kolajenlerin

bütünlüğü korumak amacıyla MMP enzimleri inhibe edilmelidir (Botta 2012; Tjderhane ve ark. 2013). MMPlerin inhibisyonunu sağlamak için adeziv sistem uygulanmadan önce asit uygulanmış yüzeye etilendiamintetra asit, galardin, polivinil fosfonik asit, çinko klorür ve klorheksidin gibi solüsyonların uygulanmasının MMPlerin kolajenolitik ve jelatinolitik aktivitelerini baskılayıp hibrit tabakanın bütünlüğünün korunabilmesini sağladığı bildirilmiştir. (Carrilho ve ark. 2007; Mutluay ve ark. 2010; Breschi ve ark. 2020). Birçok MMP inhibitörü ile ilgili in vitro çalışmanın sayıca azlığı, uzun dönem bağlanma dayanımına etkilerinin bilinmemesi, biyouyumluluk çalışmalarına ihtiyaç göstermeleri, klinik çalışmalarının az veya yapılmamış olması çalışmaların büyük bir kısmının daha çok bilinen klorheksidin üzerinde yoğunlaşmasıyla sonuçlanmıştır (Collares ve ark. 2013; Perdigao ve ark. 2013; Reis ve ark. 2013; Montagner ve ark. 2014). Daha düşük konsantrasyonlarda kullanılan klorheksidin gibi yüksek konsantrasyonlarda kullanılan klorheksidin de bağlanma dayanımını negatif yönde etkilemektedir (Zhou ve ark. 2009). Klorheksidin düşük konsantrasyonlarda bile MMP inhibisyonu gerçekleştirebilmektedir. Fakat düşük konsantrasyonlarda, dentinden salınan kalsiyum iyonları tarafından inhibisyona uğrarken, yüksek konsantrasyonlarda reçine bağlanımına olumlu etki göstermektedir (Zhou ve ark. 2009). Klorheksidin solüsyonunun %2'lik konsantrasyonunun pozitif etkisi bir çok çalışmada bildirilmiştir. (Brackett ve ark. 2007; Campos vew ark. 2009; Loguercio, 2009; Stanislawczuk ve ark. 2009; Breschi ve ark. 2009; 2020) . Hebling ve ark. 2005 yılında yaptıkları çalışmada da CHX'in %2'lik konsantrasyonunun asitleme sonrası kullanılması, daha sonrasında da adeziv uygulanması gerektiği bildirilmiştir. Son yıllarda çinko klorürün farklı konsantrasyondaki solusyonlarının MMP inhibitörü olarak kullanıldığı birçok araştırma yapılmıştır (Toledano ve ark. 2015; Osorio ve ark. 2011a). Çinko klorürün etkili inhibitör olduğu pekçok in vitro (Osorio ve ark. 2011a; Toledano ve ark. 2015; Oh ve ark. 2018) çalışmada bildirilmiştir. Ayrıca çinko klorürün MMP inhibisyon özelliğinin araştırılması için adezivlerin içeriğine ilave edilmiş olduğu çalışmalar (Toledano ve ark. 2015; Toledano ve ark. 2017) ile yüksek konsantrasyondaki çinko klorür solusyonunun MMP inhibisyon etkisini gösterdiği ancak düşük konsantrasyonlarda ise MMP aktivasyonuna neden olduğunu vurgulayan çalışmalara rastlanmaktadır (Osorio ve ark. 2011; Oh ve ark. 2018). Bu araştırmaların ışığında tez çalışmamızda %2'lik klorheksidinin solüsyonu ile %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ solüsyonlarının adeziv uygulanmasından önce ve asit uygulaması sonrasında kullanılmasına karar verilmiştir.

Adeziv reçine ve dentin arasındaki hibrit tabakanın sürekliliği, dentin tabakasının demineralizasyon seviyesi ve adeziv sistemin penetrasyon seviyesiyle ilişkilidir. Adeziv sistemlerden 3 aşamalı etch and rinse sisteminde en son aşamada hidrofobik reçinenin kullanılması daha stabil hibrit tabaka oluşumuna ve daha dirençli ara yüzey oluşumuna neden olmaktadır. Etch and rinse sistemler arasında altın standart olarak kabul edilen Optibond FL'nin makaslama kuvvetlerine karşı dayanıklılığının karşılaştırıldığı birçok çalışmada yüksek sonuçlar elde edilmiştir (Mason ve ark. 1996). Dört yıl suda bekletme sonrasında yapılan mikrogerilim bağlanma dayanım test çalışması sonrasında en yüksek bağlanma değerlerin 3 aşamalı bir etch and rinse sistemi olan Optibond FL de saptandığı ve dört yılın sonunda anlamlı değişiklik olmadığı bildirilmiştir (De Munck ve ark. 2003). Bunu dikkate alarak çalışmamıza adeziv sistem olarak Optibond FL dahil edilmiştir.

İn vitro çalışmalarda istenmeyen olası etkileri azaltmak için değişkenleri mümkün olduğu kadar azaltmak gerekmektedir. Bunun için izlenecek yollardan biri de çalışmada tek tip bir kompozitin kullanılmasıdır (Pashley ve ark. 1999; Salz ve ark. 2010). Kompozit materyallerin içeriğindeki doldurucuların oranı materyalin su emilimi, polimerizasyon büzülmesi ve oklüzal streslere karşı direncini etkilemektedir. Restorasyonun dayanıklı olması ve oluşacak sorunların minimuma indirilmesi için kompozitleri tabakalar halinde kullanılması önerilmektedir (Sarett 2005; Campos ve ark. 2014). Çalışmamızda bu amaçla mikrohibrit bir kompozit reçine materyali olan Filtek Z250 kullanılmıştır.

Mikro-gerilim bağlanma dayanım testi yapılırken örnekler kesit alanı yaklaşık 1 mm olan halter, çubuk veya kum saati şeklinde hazırlanmaktadır. Kum saati ve halter şeklinde örneklerin hazırlanması yüksek tekniki hassasiyetle mümkün olmaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010). Hazırlanma esnasında fazla strese maruz kalan örneklerde mikro çatlaklar oluşmakta bu da küçük kuvvetlerde bile kopmalara neden olmaktadır. Kesit alanlarının geniş yapılması da bağlanma değerlerinin azalmasına neden olmaktadır (Goracci ve ark 2004; Ghassemich 2008; Salz ve ark. 2010). Kesit alanı çubuk şeklindeki örneklerde kare formunda, kum saati şeklindeki örneklerde ise yuvarlak formdadır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmada kum saati şeklindeki örnekleri ile çubuk şeklindeki örnekleri karşılaştırılmış ve yuvarlak yüzeyli örneklerde daha yüksek değerlerde stres dağılımı olduğu belirlenmiştir (Ferreira ve ark.

2011). Bu çalışmaların ışığı altında tez çalışmamızda örneklerimiz çubuk şeklinde hazırlanmıştır.

Bağlanma dayanım testleri yapılırken aygıtın çapraz kafa hızı ISO standartlarına göre en fazla 5 N/dk. sabit artan hızda olması gerekmektedir. Çalışmamızda ISO standartlarına ve çalışmalara uygun çapraz kafa hızı kullanılmıştır. (Zander-Grande ve ark. 2011; Munoz ve ark. 2014).

Mikro-gerilim bağlanma dayanım testi yapılmak üzere hazırlanan örneklerin cihazın uzun aksına paralel yerleştirilmesine dikkat edilmelidir. Paralel olamayan örneklerde gerilim kuvvetleri dışında farklı kuvvetler de meydana gelebileceği, buna bağlı olarak koheziv başarısızlıkların artabileceği bildirilmiştir (Poitevin ve ark. 2008; Salz ve ark. 2010; Scherrer ve ark. 2010). Araştırmamızda bu hususlar göz önünde bulundurularak örnekler aygıta paralel olarak yerleştirilmiştir.

ISO standartlarına uygun olarak örnekler ağız ortamına taklit edecek şekilde uygun ortamda saklanmalı ve karşılaştırılmak üzere kısa ve uzun süreler suda bekletilmelidir (Technical specification ISO/TS 11405). Saptanan kısa ve uzun dönem değerleri birbiri ile karşılaştırılmalıdır (De Munck ve ark. 2005). Çalışmalarda adeziv materyallerin uygulanmasını takiben bağlanma dayanımı ölçülerek ilk değer olarak not edilmiştir (Reis ve ark 2004; 2007; 2010a).

Örneklerin uzun dönem bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde suda ve yapay tükürükte bekletme, ısı ve pH siklüsü, oklüzal yükleme gibi farklı yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Mitsui ve ark. 2006). Bu uygulamalar arasında en çok kullanılanı suda bekletme ve termal siklüs uygulamalarıdır. Örneklerin 37°C suda belirli süre bekletilmesi en yaygın yaşlandırma yöntemidir (De Munck ve ark. 2010). Polimer matriksin içerisine nüfuz eden su bu bölgedeki sürtünme kuvvetlerini azaltmakta ve plastikleşme denilen süreçle birlikte bağlanma dirençlerini azaltmaktadır (Santerre ve ark. 2001; De Munck ve ark. 2005). İn vivo çalışmalara benzer sonuçlar verdiği ve basit, güvenilir bir yöntem olduğu için suda bekletme yöntemi en çok tercih edilen yöntem olarak gösterilmektedir (Skovron ve ark. 2010; Feitosa ve ark. 2012).

3, 6, 12 ay ile daha uzun süre suda bekletmenin bağlanma dayanımına etkileri bir çok çalışmada incelenmiştir. Saboia ve ark. (2009) etch&rinse adeziv sistem kullanılarak yapmış oldukları bir çalışmada 2 ay suda bekletilmiş örneklerde yapılan testte anlamlı fark saptamazken, 6 ay sonunda yaptıkları mikrogerilim bağlanma dayanım testi sonuçlarında anlamlı düzeyde azalma bildirmişlerdir. Hu ve ark. (2015)

yapmış oldukları çalışmada da örneklerin 6 ay suda bekletilmeleri sonucu elde edilen değerlerin anlamlı düzeyde düştüğünü tespit etmişlerdir. Araştırmacılar yaşlandırılan örneklerde su emiliminde ve çözünürlükte artış (Shinoda ve ark 2011), reçine ve kolajen fibrillerde degradasyon (Reis ve ark. 2008; VanLanduyt ve ark. 2010; Feitosa, 2012), mekanik özelliklerde ve elastiklik modülünde azalma, nano sızıntıda artma (Dos Santos ve ark. 2011; Deng ve ark 2014) olduğunu bildirmişlerdir. Doğal dişlerde oluşan farklılıklarla benzerlik göstermesi ve doğal yaşlanmayı taklit ettiği için çalışmamızda örneklerin 6 ay suda bekletilmesi tercih edilmiştir.

Restorasyonların yaşlandırılması esnasında suyun hibrit tabakaya difuzyon yoluyla penetrasyonu ve buna bağlı gelişen degradasyon önem arz etmektedir. Bağlanma dayanımındaki düşüş zamanla ilişkili olduğu kadar suyun difüzyon yolu ile de ilişkili olduğu için örneklerin bağlanma alanı mümkün olduğu kadar su ile temas etmelidir. Örnekler hazırlanırken dentin tabakası üzerinde az miktarda dahi olsa mine tabakası varlığı ya da dişlerin bütün olarak suda bekletilmesi; suyun derin tabakalara penetrasyonunu azaltmaktadır (Gamborgi ve ark 2007). Bu sebeple hazırlanmış örneklerin kesiti 1 mm kalınlığında olan çubuklar halinde suda bekletilmesi yöntemi tercih edilmiştir. Hızlı yaşlandırma olarak da bilinen bu yöntem birçok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir (De Munck ve ark. 2005). Mikro-gerilim bağlanma dayanım test aygıtında test edilen örneklerde adeziv/miks, kompozitte ve dentinde koheziv olmak üzere üç çeşit kopma şekli gözlemlenmektedir (Lodovici ve ark. 2009; Stanislawczuk ve ark. 2009; Senawongse ve ark. 2010). Araştırmamızda örneklerin stereomikroskop altında incelenmesi sonucunda daha çok adeziv/miks olmakla birlikte dentinde ve kompozitte koheziv kopmalar da gözlemlenmiştir.

Bağlanma dayanım testlerinde test öncesinde kendiliğinden kopan (başarısızlık gösteren) örneklerin ne şekilde istatistiksel analize dahil edileceği tartışma konusudur (Armstrong ve ark 2010). Bazı çalışmalarda ölçümden önce kopma gösteren örneklerin istatistiksel analize dahil edilmemesi (De Munck ve ark. 2006; Feitosa ve ark. 2012; Taschner ve ark. 2014), başka bir çalışmada değerinin 0 kabul edilerek istatistiksel analize bu şekilde dahil edilebiceği, başka bir çalışmada ise grup içerisinde alınmış en küçük değere eşit olan değerin o örnek için kabul edilebileceği bildirilmiştir (Reis ve ark 2003; Eckert ve ark. 2007; Poitevin ve ark. 2008; Van Meerbek ve ark 2010). Teste başlamadan kopan örneklerin istatistiksel analize dahil edilmesinin nihai değerleri etkileyeceği bildirildiğinden bu şekilde kopan örneklerin analiz dışı bırakıldığı

çalışmaları (Belli ve ark. 2010; Sarr ve ark. 2010;) dikkate alarak, çalışmamızda test öncesi kopan örnekler analiz dışında bırakılmışlardır.

Klorheksidinin kavite dezenfektanı olarak veya MMP inhibitörü olarak kullanımının bağlanma değerlerine etkisi tartışma konusudur. Asitleme sonucu klorheksidin uygulamasını takiben etch&rinse adeziv sistemin kullanılması sonrasında kısa dönemde bağlanma dayanımının negatif yönde etkilendiğini gösteren çalışmalar mevcut olsa da (Soares ve ark. 2008; Breschi ve ark 2009; Özsoy ve ark 2015), klorheksidinin bağlanma dayanımına olumsuz etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Rabello and Coelho'nun 1998 yılında, aynı zamanda Castro ve ark. 2003 yılında etch&rinse adeziv sistem kullanarak yapmış oldukları çalışmalarda %2'lik klorheksidinin asitleme öncesi ve sonrasında kullanılmasının bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir. 2009 yılında Komori ve ark. yapmış oldukları çalışmada iki ve üç basamaklı etch & rinse sistemlerin asitleme sonrasında %2'lik klorheksidin solüsyonu uygulanarak ve uygulanmayarak kullanılmaları sonrasında 24 saatlik örneklerde negatif bir etkinin görülmediğini bildirmişlerdir. Lenzi ve ark. 2012 yılında yapmış oldukları çalışmada asitleme sonrası %2'lik klorheksidin solüsyonunun kullanılmasını takiben uygulanan etch & rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımına etki etmediğini ve kontrol grubu ile klorheksidin grubu arasında anlamlı farkın olmadığını bildirmişler. Simoes ve ark. 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada %2'lik klorheksidin solüsyonunu takiben uygulanmış üç aşamalı etch & rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlar ve restorasyonların uygulanmasının hemen ardından yapılmış testlerde klorheksidinin bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmişler.

Tüm bu çalışmaların bulguları çalışmamızda asit uygulaması sonrası sağlıklı dentin yüzeylerine uygulanan %2'lik klorheksidin solüsyonunu sonrasında adeziv uygulanmış restorasyonlarda 24 saat sonundaki mikro-gerilim bağlanma dayanım değerleri (SD-%2CH 24saat: 36,79±7,84 MPa), CHX olmaksızın uygulanan restorasyonların bağlanma değerinden (SD 24saat: 34,23±5,58 MPa) yüksek olarak saptanan bulgumuzu destekler niteliktedir (Tablo 4-1).

1994 yılında Perdigao ve ark. yaptıkları SEM analizinde; asitleme sonrası uygulanan CHX'in dentin yüzeylerinde debris birikimine, dentin kanal ağızlarının tıkanmasına ve buna bağlı olarak da reçine uzantılarının derin tabakalara inemeyerek düşük bağlanma değerlerinin oluşmasına neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Özsoy ve ark. (2015) yapmış oldukları çalışmada sağlıklı dentinde klorheksidini takiben uygulanan etch & rinse adezivin bağlanma dayanım değerlerini kontrol grubuna kıyasla daha düşük saptayarak bunun %2'lik klorheksidin solüsyonunun 20 saniye uygulanmasının MMP inhibisyonu için yetersiz olmasından kaynaklanabileceğini bildirmişler. Yapar ve ark. (2017) da yaptıkları bir çalışmada klorheksidin solüsyonunu 20 saniye boyunca uygulamışlar ve 24 saat sonunda saptadıkları mikro-gerilim bağlanma değerlerinin kontrol grubundan daha düşük bulunmasını yine yetersiz uygulama süresine bağlamışlardır. Loguercio ve ark. (2009) %2'lik klorheksidin solüsyonunu 60 sn uygulayarak yaptıkları çalışmada 24 saat sonrasında saptanan mikrogerilim bağlanma değerlerinin %2'lik klorheksidin solüsyonu uygulanan grupta kontrol grubundan daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmamızda %2'lik klorheksidin solüsyonu 60 saniye boyunca uygulanmış olup 24 saat sonrasındaki mikro-gerilim bağlanma değerlerinde klorheksinli grupta kontrol grubuna göre diğer çalışmalarla paralelik gösterecek şekilde daha yüksek bağlanma değerleri saptanmıştır.

Yapılan çalışmalarda asit uygulanmış yüzeylerde demineralizasyon sonrasında aktifleşen MMP'lerin klorheksidin solüsyonu vasıtasıyla inhibe edildiği ve bunun sonucu olarak kolajen fibrillerin degradasyonunun önlediği bildirilmiştir. Bu şekilde hibrit tabakanın bütünlüğünün korunması ve restorasyonların klinik başarısının artması sağlanmaktadır (Loguercio ve ark. 2009; Ricci ve ark. 2010; Mazzoni ve ark. 2011; Breschi ve ark 2020).

2004 yılında Can ve ark. mineralize dentindeki fosfat gruplarının güçlü katyonik yapıya sahip klorheksidinle sağlam bağlantı oluşturduğunu ve klorheksidinin diş dokularına olan afinitesinin asitleme ile artabileceğini bildirmişlerdirt. Yapılan çalışmalarda klorheksidinin bu şekilde bağlanmasının dentin içerisindeki doygunluğuyla ilişkili olabileceği ve ileride bu doygunluğa bağlı olarak fibrillerden de klorheksidin salınımının gerçekleşebileceği Carrilho ve ark.'larınca (2010) gösterilmiştir.

Pashley ve ark. (2004) kısmen demineralize dentin kollajenlerinin bir kısmına klorheksidin solüsyonu ilave edilerek yapay tükürükte 250 gün beklettikleri örneklerinin klorheksidin ilave edilmemiş olan grupta kollajenlerin neredeyse tamamının denatüre olmasına karşın klorheksidin ilave edilmiş grupta kollajenlerin büyük ölçüde sağlıklı kaldığını bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada sağlam dentinde MMP-2 ve MMP-9 enzimlerinin aktivitesine bakılmış ve yapılan zimografik analiz sonucunda asidik uygulamalar yapılmış gruplarda MMP'lerin daha aktif olduğu bildirilmiştir (Mazzoni ve

ark. 2007). 2009 yılında De Munck ve ark. yılında yaptıkları çalışmada Optibond adeziv sisteminin ilk aşaması olan primerin içeriğine klorheksidin ilave ederek zimografik değerlendirme yapılmıştır. Çalışmada MMP-2 ve 9'un özgül inhibitörü olan SB-3CT ve klorheksidin kullanılmış, klorheksidinin MMP'leri inhibe ederek uzun dönem bağlanma dayanımında etkili olabileceği bildirilmiştir. %0,2 ve %2'lik klorheksidin konsantrasyonları kullanılarak yapılan bir çalışmada bir yılın sonunda etch & rinse adeziv sistemlerle birlikte kullanılan klorheksidin grubunda kontrol grubundan yüksek bağlanma dayanımı saptandığı ancak klorheksidin konsantrasyonlar arasındaki farklılığın bağlanma dayanım değerlerinde anlamlı bir değişikliğe yol açmadığı bildirilmişdir (Breschi ve ark. 2010). 2016 yılında Günaydın ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada da klorheksidin kullanılarak veya kullanılmayarak uygulanan etch & rinse adezivlerin 24 saat ve 6 aylık sonuçları karşılaştırılmıştır. 6 ayın sonunda hem kontrol hem de klorheksidinli gruplarda bağlanma dayanımı değerlerinde bir düşüş saptanmış ancak 6 ay sonrasında yapılan testlerde klorheksidin kullanılan grubun kontrol grubuna göre bağlanma dayanım değerlerinin anlamlı derecede yüksek olduğu belirtilmiştir. Tek aşamalı etch & rinse sistemi kullanılan çalışmada fosforik asit kullanımı sonrası klorheksidin kullanılan gruplarda kontrol gruplarına göre daha yüksek sonuçların elde edildiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda sağlıklı dentin gruplarında gerek 24 saat sonrasında gerekse 6 ay sonrasında klorheksidin uygulanan gruplarla kontrol grubunda saptanana mikro gerilim bağlanma dayanım değerleri (SD-%2CH 24saat: 36,79±7,84 MPa; SD 24saat: 34,23±5,58 MPa; SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD 6 ay: 30,24±4,45 MPa) yapılan diğer çalışmaların sonuçlarıyla benzer seyretmektedir (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

De Souza ve arkadaşlarının 2000 yılında Doksisiklin ve $ZnCl_2$ solüsyonları ile yapmış oldukları zimografik analiz çalışmasında MMP'lerin aktivitesi ölçülmüş ve her iki solüsyonun MMP'leri inhibe ettiği ve $ZnCl_2$'nin yüksek konsantrasyonlarında daha yüksek sonuçlar elde edilebileceğini bildirmişler. Brown ve ark. 2006 yılında yapmış oldukları çalışma sonucunda kuvvetli asiditeye sahip self adezivler ve self etch sistemlerde kullanılan fosforik asitle gereğinden fazla asitlenme sonucu etrafa yayılan kalsiyum iyonlarının çinko iyonlarının inhibisyonuna ve hibrit tabakada bozulmalara neden olduğunu bildirmişler. Bu şekilde Zn^{+2} iyonlarının yetersizliği bağlanma dayanımında düşüşlere neden olabilmektedir. Bu çalışmaların sonuçları çalışmamızda %2'lik $ZnCl_2$ grubunda saptanan bağlanma dayanımı değerlerinin diğer gruplara göre

düşük olmasını açıklar niteliktedir (Tablo 4-1). Osorio ve ark.'larının 2010 yılında $ZnCl_2$ 'ü adezivin içeriğine karıştırarak zimografik analiz yöntemi ile insan sağlam dentininde MMP'lerin inhibisyonunu inceledikleri çalışmalarında 24 saat sonrasında gruplar arasında anlamlı farklılık olmasa da $ZnCl_2$'ün olduğu guruplarda pozitif sonuçlar elde ettikleri bildirilmiştir. Aynı çalışmada bir yıl sonrasında yapılan analizlerin tekrarı sonrasında MMP'lerin anlamlı derecede inhibe edildiği saptanmıştır. HEMA'nın hidroksil grubu ile MMP'lerin katalitik grubunda bulunan Zn^{+2} iyonları arasında oluşan bağ, inhibisyona neden olmaktadır (Carvalho ve ark. 2009; Osorio ve ark. 2011). Hibrit tabakanın tabanında bulunan ve adezivle temas etmeyen demineralize dentin tabakası bozulmaya daha yatkındır (Spenser ve ark. 1989; Breschi ve ark. 2010).

1-4 hafta sonra Tip I kollagenin terminal telopeptit (ICTP) konsantrasyonundaki artış MMP'lerin bu bölgelerde aktivasyonunu sağlamakta ve hibrit tabakada dağılmalara neden olmaktadır (Toledano ve ark. 2006). Zn^{+2} iyonları ICTP konsantrasyonlarında düşüşe neden olarak reçine bağlantısının ve hibrit tabakanın zamanla degradasyona uğramasını engelleyebilmektedir. Ca^{+2} iyon şelatları Zn^{+2} iyonlarının aktivitesini artırmakta olup, Ca^{+2} iyonlarının mevcut olduğu durumlarda Zn^{+2} iyonlarının aktivitesi düşmektedir. Bu sebepten yüksek konsantrasyonda çinko iyonlarının mevcudiyeti Ca^{+2} iyonlarına rağmen MMP'lerin inhibisyonunu artırmaktadır (Hogstrand ve ark. 1999; Yoshida ve ark. 2004).

Mutluay ve arkadaşlarının 2010 yılında zimografik analiz yöntemi ile yapmış oldukları çalışmada çinko iyonlarının konsantrasyonunun iki kat artırılmasının MMP'lerin inhibisyonunu %15 artırdığını; 4 kat artırılmasının ise %28 oranında arttırdığını bildirmiştir. Bu çalışmaların sonucunun çalışmamızda %5'lik Zn^{+2} grubunda anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin tespit edilmesini ve aynı zamanda %2'lik ve %5'lik Zn^{+2} grupları arasında saptanan farkın konsantrasyon oranı ile orantılı şekilde artmayışını açıklar nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.

Soram Oh ve ark. 2018 yılında Doksisiklinin yanı sıra %0,3, %0,6, %1,3 ve %2,7 konsantrasyonunda $ZnCl_2$ solüsyonları kullanılarak yapmış olduğu ve Tip I kolajenlerin degradasyon ürünü olan C-terminal telopeptidin (ICTP) Elisa yöntemi ile tayin ettikleri çalışmada $ZnCl_2$'nin düşük konsantrasyonunda Doksisiklin ile anlamlı farklılık gözlemledikleri halde, %2,7'lik $ZnCl_2$ solüsyonu kullandıkları grupta farklılık bulunmadığını bildirmişler. Osorio ve ark. 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada demineralize dentin örnekleri üzerine doksisiklin, klorheksidin ve yüksek

konsantrasyonlu $ZnCl_2$ solüsyonu kullanılmış ve çalışmanın sonucunda doksisiklinin %100, klorheksidinin %85 MMP inhibisyonu sağladığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada yüksek konsantrasyonlu çinko klorür solüsyonunun etkinliğinin klorheksidinden anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Toledano ve ark. 2011 yılında yapmış oldukları başka bir çalışmada da doksisiklin, klorheksidin, EDTA ve çinko-klorür solüsyonu kullanmış ve bu çalışmanın sonucunda doksisiklinin tam inhibisyon sağladığı bildirilmiştir. EDTA ve klorheksidin solüsyonlarının da MMP inhibisyonu sağladığı bildirilmiş ancak inhibisyon seviyesinin çinko-klorür grubuna göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Yüksek çinko-klorür konsantrasyonunun kollajen degradasyonunu önlediği uzun zaman önce hipotez olarak bildirilmişse de (Hume W.R. 1984; Souza ve ark. 2001) tam olarak açıklanamamıştır. Larsen ve Auld (1991) çinko enzimin aktif kısmı olan Zn-monohidroksit vasıtasıyla köprü oluşturarak karboksilpeptidaz oluşumunu inhibe ettiğini bildirmişlerdir. Çinko fazlalığında kolajen zincirinin Lisil ve Prolil hidroksilasyonunun da bozulduğu bildirilmiştir (Souza ve ark 2001). Çinkonun proteinlerin yapısında strüktürel rolü olup proteinlerin tersiyer yapısının stabilize edilmesine etkisi vardır. Bu sebepten çinko iyonları enzimatik aktiviteler ile birlikte proteinlerin stabilitesinde de rol almaktadır. Çalışmamızda %2 ve %5'lik $ZnCl_2$ kullanılan gruplarda hem de kontrol gruplarında 24 saat (SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa; SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa) ve 6 ay (SD-%2$ZnCl_2$ 6 ay:33,51±7,62 Mpa; SD-%5$ZnCl_2$ 6 ay: 36,23±6,80 Mpa; SD 6 ay: 30,24±4,45 Mpa; SD-%2CH 24 saat 36,79±7,84 MPa) sonunda sağlıklı dentin gruplarındaki sonuçlar gösterilen çalışmalar ile paralellik teşkil etmektedir (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

Reçine ile dentin ara yüzeyinde oluşan yıkımın nedeni asitleme sonucunda açığa çıkan kollajen bağlarının reçine ile tam olarak temas etmemesi ve hibrit tabakanın interfibriller alandan su alması sonucu hidrolize uğramasıyla oluşmaktadır. Bu da reçine ve dentin arasındaki bağlanmanın azalmasına neden olmaktadır (Hashimoto ve ark. 2010b). Yapılan çalışmalarda dentin-adeziv sistem arasındaki bağlanma dayanımının 6 ayda azalmaya başladığı, fakat sıfırlanmadığı, bazı sistemlerde bu değerlerin daha uzun süre sabit kalabildiği belirtilmiştir. Birçok çalışmada ise hibrit tabaka ve kollajen fibrillerde oluşan degradasyon sonucu bağlanma dayanımında azalmalar olduğu gösterilmiştir (De Munck ve ark. 2003; Hashimoto ve ark. 2003, 2004; 2010b; Pashley ve ark. 2011). Çalışmamızda 6 ayın sonunda sağlıklı dentine uygulanan farklı MMP

inhibitörlerinin uygulandığı gruplarda saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerlerinin (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2$ZnCl_2$ 6 ay: 33,51±7,62 MPa; SD-%5$ZnCl_2$ 6 ay: 36,23±6,80 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 MPa) 24 saat sonunda saptanan mikro-gerilim bağlanma değerlerine kıyasla (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2$ZnCl_2$ 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%5$ZnCl_2$ 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) daha düşük olmalarının nedeninin reçine dentin arayüzeyinde zamanla oluşan hidrolizasyon olduğunu, , kontrol grubunda mikro-gerilim bağlanma dayanımı değerinde saptanan daha yüksek düşüşün ise etch & rinse sistemlerin bir aşaması olan asitle dağlama sonucu aktivasyona uğramış MMP'lerin kollajen bağlarını daha çok yıkıma uğratmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz (Hebling ve ark.2005; Loguercio ve ark. 2009; Lafuente D. 2012) (Tablo 4-2) (Şekil 4-2).

Diş hekimliğinde günümüzde tıbbın diğer alanlarında olduğu gibi minimal invaziv yöntemler sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle yüksek bağlanma dayanımına sahip mine dokusunun kullanmı için minimal invaziv yöntemler daha da önem taşımaktadır. Ama bunun yanı sıra diş hekimleri günlük klinik pratiklerinde geniş dentin çürüğü olan veya travma nedeniyle fazla madde kaybına uğramış dişlerin restorasyonlarıyla sıklıkla uğraşmaktadırlar. Yapılan restorasyonların başarısında kuşkusuz diş hekiminin tecrübesi, çalıştığı dokuyu ve kullandığı materyali ne kadar iyi tanıdığı önem taşımaktadır. Operatif işlemlerde enfekte dentin uzaklaştırılsa da çürükten etkilenmiş dentin genellikle kalabilmektedir (Marshall ve ark. 1997). Adeziv işlemleri genellikle çürükten etkilenmiş dentin dokusu üzerinde gerçekleştirmekteyiz.

Dentinde en yaygın patolojik değişiklik olan diş çürüğü, geri dönüşümsüz hasara uğramış kollajen fibriller içeren dış tabaka ile kolajen fibrillerin remineralizasyonu ile iyileşme gösteren demineralizasyonla enfekte olmamış iç tabakadan oluşmaktadır (Fusayama 1966; 1979). Genellikle bilimsel yayınlarda enfekte dentini uzaklaştırıp çürükten etkilenmiş dentinin korunması hususunda fikir birliğine varılmıştır (Kidd 2004).

Çürükten etkilenmiş dentinde intertübüler dentin tabakası demineralize durumdadır (Fusayama 1993). Sağlıklı dentine kıyasla çürükten etkilenmiş dentinde mineraller düzensiz, rastgele dizilmiş olup ölçüleri daha büyük ve kristaller arası boşluklar daha geniş ölçüdedir (Daculsi ve ark. 1979). Nakajima ve ark. 2005 'de yapmış oldukları EPMA (Electron Probe Microanalysis) araştırmasında çürükten

etkilenmiş dentin ile çürük dentinin neredeyse aynı miktarda magnezyum içerdiği, buna karşın Ca ve PO_4 yoğunluklarının sağlam dentine yakın bulunduğunu bildirmişler. Magnezyum miktarındaki azalmanın kalsiyum ve fosfattaki azalmadan önce oluşabildiği ve bu durumun çürüğün ilk sinyali olabileceği araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Tjarderhane ve ark. 1995). Çürük esnasında magnezyum kaynaklı whitlokite kristallerinden oluşan mineraller sürekli olarak kanal lümeninde toplanmaktadır (Daculsi ve ark. 1987). Çürük dentinin iç tabakaları araştırıldığında genellikle aminoasit kompozisyonunda bir değişiklik olmamasına karşın (Kuboki ve ark. 1977) kollajenlerin yapısında özellikle proteoglikanların dağılımında ve kollajen çapraz bağların sayısında azalma meydana geldiği belirtilmiştir (Suppa ve ark 2006). Çürükten etkilenmiş dentinin kollajen yapısının düzensiz olduğu ve bu sebepten adeziv reçinenin asitlenmiş alanlardan derin tabakalara penetrasyonunun normal dentine göre daha yavaş olduğu bildirilmiştir (Yoshiyama ve ark. 2000; Spencer ve ark. 2005; Sanabe ve ark. 2013). Yoshiyama ve ark. (2002) tarafından yapılmış bir çalışmada çürükten etkilenmiş dentin dokusu örneklerinin TEM analizinde daha poröz alanlar olduğu bildirilmiştir. Saoolnamarka ve arkadaşlarının 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada ise %35'lik fosforik asit ile muamele edilmiş örneklerin SEM analizinde intertübüler dentin alanlarında yoğun mikroporozite ve demineralizasyon bölgelerinin olduğu rapor edilmiştir. Çürükten etkilenmiş dentinin bu yüksek poröz yapısı ile birlikte fosforik asitin etkisi ile demineralizasyonun artması ve dentinin yapısındakı düzensizlikler adezivin penetrasyonunun güçleşmesine ve bağlanmanın başarısını olumsuz etkilemnmesine neden olabilmektedir. Sonuç olarak reçinenin derin demineralize tabakaya penetrasyonunun zorlaşması, bağlanma değerlerinde düşüşe neden olmaktadır.

Bağlanma dayanımının degradasyonunda örneklerin suda bekletilmesinin önemini vurgulayan De Munck (2012) ve Mutluay (2010) suda yaşlandırma yönteminde dentin matriksinden suya salınan çinko ve kalsiyum iyonlarının MMP'lerin aktivitesine gerekli ortamı sağladıklarını belirtmişlerdir. Hidrolitik yıkım MMP'lerin daha aktif olduğu çürükten etkilenmiş dentinde daha yüksek oranda olup, daha çok dentin-adeziv ara yüzünde saptanmaktadır (Vidal ve ark. 2014). Çalışmalarda klorheksidinin %2'lik solüsyonunun kısa sürelerde bağlanma dayanımına etkisinin olmadığı Mobarak ve ark.2011; Monteiro ve ark. 2013) buna karşın 6 ay sonundaki bağlanma dayanımında pozitif etkisi olduğu rapor edilmiştir (Montagner ve ark. 2014). Çürükten etkilenmiş

dentinde yapılan bir çalışmada 24 saat ve 6 aylık çalışmada bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve çalışmanın sonucunda etch&rinse sisteminde 24 saatlik dönemde mikro-gerilim bağlanma değerlerinde anlamlı bir fark olmadığı bildirmiştir (Komori ve ark. 2009). Sanabe ve ark. 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada sağlam ve çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde etch and rinse sistemi ile oluşturdukları örnekleri kontrol ve CHX gruplarına ayırarak 24 saat ve 6 ay sonunda kesitler olarak incelemişler. Açığa çıkan kollajen tabakaların kalınlığının incelendiği bu çalışmada 6 ay suda bekletilen kontrol gruplarındakı kollajen tabakada daha yüksek hasar izlenirken klorheksidinli grupta daha az hasarlı tabakalar izlenmiştir. Çalışmamızın bulguları çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde kullanılan klorheksidinin 24 saat sonra uygulama yapılmamış yüzeylere göre anlamlı farklılık yaratmadığını bildiren Özsoy ve ark. 2015 yılında yapmış oldukları çalışma ile uyumlu olmayıp (Tablo 4-4) (Şekil 4-4), bu farkın klorheksidin uygulamasının daha kısa süreli yapılmasından kaynaklandığının düşünmekteyiz. Aynı çalışmada sağlıklı dentinle çürükten etkilenmiş dentin yüzeyleri arasındaki bağlanma değerlerinin karşılaştırılmasındaki anlamlı farklılık çalışmamızla paralellik teşkil etmektedir (Tablo 4-6) (Şekil 4-5).

Carvalho ve ark. 2016 yılında 30 adet 3. büyük azı dişi kullanarak yapmış oldukları çalışmada %2'lik klorheksidin ve yeşil çay ekstresi kullanmış, 6 ayın sonunda klorheksidin çalışmamız bulgularına benzer şekilde klorheksidin uygulanan gruplarda anlamlı düzeyde yüksek bağlanma dayanımı değerleri saptamışlardır (Tablo 4-4) (Şekil 4-4). Klorheksidinin dentin matriksindeki bilinen antimikrobiyal kalıcılığı (Stanislawczuk ve ark. 2011) ve inhibitör etkisiyle uzun dönemde açığa çıkmış olan MMP enzimlerinin inaktif hale getirildiği belirtilmiştir (Carrilho ve ark. 2007; Osorio ve ark. 2011). Campos ve ark.'nın 2019 yılında yapmış oldukları çalışmada %2 konsantrasyonundaki $ZnCl_2$ adeziv sistemlere katılarak çürükten etkilenmiş dentin yüzeyinde kullanılmışdır. $ZnCl_2$'ün bu konsantrasyonda kullanılması dentin yüzeylerinde MMP'lerin inhibisyonunu sağlamakla birlikte dentinin remineralizasyonunu da sağlamaktadır (Osorio ve ark. 2011; Lenzi ve ark. 2012; Toledano ve ark. 2012; 2015). $ZnCl_2$'ün daha yüksek konsantrasyonlarda kullanması adeziv sistemin fiziko-kimyasal yapısında bozulmalara neden olduğu için önerilmemektedir (Pomacondor-Hernandez ve ark. 2015).

Çinkonun adeziv sistemlere katılarak kullanılması sonucu MMP inhibisyonunun sağlandığı daha önceki çalışmalarla gösterilmiştir (Toledano ve ark. 2012; Toledano ve

ark. 2013). Çinko klorürün adeziv sistemlere katılarak kullanılması sonucu bağlanma değerlerinde herhangi bir düşüşün oluşmadığı buna karşın çürük dentin yüzeyine bağlanmada pozitif etkisi olduğu bildirilmiştir (Toledano ve ark. 2012). $ZnCl_2$ iyonları smear tabakasında yayılabilmektedir. Bu şekilde daha poröz yapıda olan çürükten etkilenmiş dentinin daha derin tabakalarına nüfuz etmektedir. Derin tabakalara inmiş çinko klorür bu bölgelerdeki MMP'lerin inhibisyonunu sağlamakla birlikte demineralize dentinin remineralizasyonunu da stimule (Osorio ve ark. 2011; Lenzi ve ark. 2012; Toledano ve ark. 2012; 2015). Tüm bu çalışmaların sonuçları çalışmamızda %2'lik klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ varlığında ve ya yokluğunda çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde gerek 24 saat (ÇED-%2CH 24 saat: 32,34±4,84 MPa; ÇED- %2 ZnCl2 24 saat: 33,49±6,17 MPa; ÇED- %5 ZnCl2 24 saat: 34,71±6,70 MPa ve ÇED 24 saat: 30,32±3,67 MPa) gerekse 6 ay sonunda (ÇED-%2CH 6 ay: 27,20±2,04 MPa; ÇED- %2 ZnCl2 6 ay: 27,01±2,77 MPa; ÇED- %5 ZnCl2 6 ay31,18±5,99 MPa ve ÇED 6 ay: 25,58±3,79 MPa) saptanan mikro-gerilim bağlanma dayanım değerlerinin sağlıklı dentin yüzeylerinde gerek 24 saat (SD-%2CH 24 saat: 36,79±7,84 MPa; SD-%2ZnCl2 24 saat: 34,69±6,47 MPa; SD-%5ZnCl2 24 saat: 39,30±6,38 MPa; SD 24 saat: 34,23±5,58 MPa) ve gerekse 6 ay (SD-%2CH 6 ay: 33,88±6,71Mpa; SD-%2ZnCl2 6 ay: 33,51±7,62 MPa; SD-%5ZnCl2 6 ay: 36,23±6,80 MPa; SD 6 ay: 30,24±4,45 MPa) sonrasında saptadığımız düşük bağlanma dayanım değerlerini desteklemekte ve kullanılan tüm MMP inhibitörlerinin 6 ay sonunda MMP'lerin inhibisyonunu sağlayarak bağlanma dayanımına anlamlı ölçüde katkı sağladığı bulgularımızda görülmektedir (Tablo 4-6) (Şekil 4-5; 4-6).

%2'lik klorheksidin, %2'lik ve %5'lik $ZnCl_2$ solüsyonlarının varlığında veya yokluğunda bir etch and rinse adeziv uygulaması sonrası yapılan restorasyonların hem 24 saat hem de 6 ay sonrasında çürükten etkilenmiş dentin yüzeylerinde sağlıklı dentin yüzeylerine kıyasla daha düşük saptanan mikro-gerilim bağlanma değerlerinin; fosforik asidin mikroporozitesi artmış çürükten etkilenen dentin yüzeylerinde daha fazla demineralizasyon derinliğine neden olmasından (Sakoolnamarka ve ark. 2002), aside dirençli minerallerin dentin kanallarında bulunmasından, asidin etkisiyle açığa çıkmış kolajen bağlarının reçinenin daha alt katmanlara penetrasyonunu güçleşdirmesinden oluştuğu fikrindeyiz (Van Meerbeek ve ark. 2003). Ayrıca 6 aylık süreçte zaman içinde azalan bulgularımızı çürükten etkilenmiş dentinde sağlıklı dentine kıyasla kolajenlerin açıkta olmasına bağlı olarak MMP'lerin kolajenolitik aktivitesinin artabilmesi (Hebling

ve ark. 2005) ve adeziv bağlantı ara yüzünde hidrolitik yıkımın etkili olmasının (Vidal ve ark. 2014) açıkladığını düşünmekteyiz. Bununla beraber sağlıklı dentine kıyasla çürükten etkilenmiş dentinde adeziv polimerizasyonunu etkileyerek bağlanma kuvvetlerinin azalmasına neden olacak, aynı zamanda MMP'lerin aktivitesini artırmakla hibrit ara yüzün daha kolay çözülmesini sağlayacak suyun daha çok bulunduğu unutulmamalıdır. Araştırmamızda 24 saat örneklerine kıyasla 6 ay suda bekletilen çürükten etkilenmiş dentin örneklerinde anlamlı olarak azalmış bağlanma dayanımı değerlerinin saptanmasında çürükten etkilenmiş dentin dokusunun yapısal özelliği ve asitlemeye bağlı artarak devam eden hidrolitik yıkımın etkili olduğunu düşünmekteyiz (Tablo 4-6) (Şekil 4-5; 4-6).

Klorheksidin uygulaması yapılan grupda 6 ay sonunda aynı şartlardaki kontrol grubundaki örneklerden yüksek bağlanma dayanımı değerleri saptanmasında klorheksidinin depolanarak kollajen fibrillerden sonradan salınmasının etkili olduğunu (Carrilho ve ark. 2010); $ZnCl_2$'ün ise daha derin katmanlara inerek MMP'lerin inhibisyonunu sağlamakla birlikte sert doku mineralizasyonunu (Hoppe ve ark. 2011) ve demineralizasyonunu sağlayan yolları stimule etmekle (Lynch ve ark. 2011) dentin-adeziv ara yüzeyinde remineralizasyonu sağlayarak (Toledano ve ark 2012; Toledano ve ark. 2013) enzimatik yıkımın etkisini azaltarak bağlanmayı kuvvetlendirdiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda tespit edilen bağlanma dayanımı değerleri doğrultusunda; kullanılan MMP inhibitörlerinin sağlıklı dentin gruplarında çürükten etkilenmiş dentin gruplarına kıyasla gerek kısa gerek uzun dönemde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstereceğini ifade eden birinci hipotezimiz doğrulanmıştır.

Farklı konsantrasyonlarda kullanılan her üç MMP inhibitörünün; uygulandığı dentin yüzeyinin farklılığından bağımsız olarak 6 aylık suda yaşlandırma işlemi sonrası benzer bağlanma dayanımı değeri göstereceğini ifade eden ikinci hipotezimiz elde edilen bulgular doğrultusunda kısmen reddedilmiştir. Klorheksidin ile %2'lik $ZnCl_2$ uygulamaları benzer bağlanma değerlerinin saptanmasına neden olurken %5'lik $ZnCl_2$ uygulaması 6 ay sonunda bağlanma değerlerinin diğer iki uygulamada saptanan değerlere kıyasla daha yükek saptanmasına neden olmuştur. Hipotezin kısmen reddinde $ZnCl_2$'ün arttırılmış konsantrasyonu etkin rol oynamıştır.

Kullanılan MMP inhibitörleriyle uygulandıkları dentin yüzeyinin farklılığından bağımsız olarak 6 ayda elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin 24 saat sonrasında elde edilen değerlerden daha düşük olacağı, yüksek konsantrasyonlu çinko klorür solüsyonu kullanılan gruplarda en yüksek değerler görüleceği şeklindeki son hipotezimiz çalışma bulgularımızın ışığında doğrulanmıştır.

Araştırmamızda kullanılan gruplarda mikro-gerilim bağlanma dayanımı testlerinden sonra oluşan kopma yüzeyleri ×30 büyütmede streomikroskop altında incelenmiş ve gruplar arası kopma dağılımları ve tipleri Tablo 4-7; Şekil 4-7; 4-8'da verilmiştir. Bağlanma dayanım testlerinden sonra kopma türlerinin analizi önem arz etmektedir. Kopma türleri literatüre göre adeziv, koheziv ve adeziv/miks olarak sınıflandırılmıştır (Reis ve ark. 2005; Lodovici ve ark. 2009). Çekme ve makaslama bağlanma dayanımı gibi geleneksel test yöntemlerinde bağlanma dayanımının 25 MPa'yı geçtiği durumların %80'ine yakınında dentinde koheziv kopmalar görülmektedir. Bu durum adezivin dentine bağlanmasını tam olarak ölçülmesini engellemektedir. Yapılan çalışmalar doğrultusunda düzgün stres dağılımının sağlanması ve daha büyük oranda adeziv/miks başarısızlığın saptanabileceği ve böylelikle bağlanma dayanımı daha iyi değerlendirebilineceği yöntem olarak "mikro-gerilim bağlanma dayanım test metodu" tercih edilmektedir (Öztürk 2002; Ünlü ve ark 2010; Armstrong ve ark. 2010).

Yaptığımız çalışmada mikro-gerilim bağlanma dayanımı ölçülen örneklerin incelenmesinde daha çok adeziv/miks tip başarısızlık görülmüştür. Bu başarısızlık tipinin 24 saat veya 6 ay sonunda solüsyon uygulamasından bağımsız olarak literatürle uyumlu şekilde adeziv/miks tip başarısızlık olduğu görülmüştür. Saptamış olduğumuz sonuçlar mikro-gerilim bağlanma dayanım test metodunun güvenilir olduğunu kanıtlamaktadır (Stanislawczuk ve ark. 2009; Zheng ve ark. 2015; Francisconi-Rios ve ark. 2015; Günaydın ve ark. 2016; Costa ve ark. 2019).

Çalışmamızda gerek 24 saat gerekse 6 aylık süreler sonrasında hem sağlam hem de çürükten etkilenmiş dentin grubundaki örnekler incelenmesi sonucunda adeziv miks kopmalar daha yüksek oranda gerçekleştiği ve en yüksek oranda sağlam dentin yüzeyinde anti MMP ajanı uygulanmış gruplarda oluştuğu görülmüştür (Tablo 4-7), (Şekil 4-7; 4-8).

Her iki dentin dokusunda da hem 24 saat hem de 6 ay sonunda koheziv kopma tiplerinin az görülmesinin dentin dokusunun yapısal özelliklerinden ve kompozitte koheziv kopmanın az görülmesinin ise polimerizasyonun yüksek seviyede olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Literatürle paralel olarak az miktarda koheziv kopmaların görülmesi MMP inhibisyonu yapan ajanların uygulanmasını takiben dentin dokusu ve reçine materyali arasındaki etkileşimin yüksek seviyede olduğunu ve bağlanmanın kalitesinin yüksek olduğunu gösterdiğini varsayabiliriz.

6. SONUÇLAR

MMP inhibitörü varlığında ve yokluğunda hem sağlam dentin dokusunda hem de çürükten etkilenmiş dentin dokusunda geçen süreye bağlı olarak mikrogerilim bağlanma değerleri düşmektedir.

MMP inhibitörü varlığında ve yokluğunda sağlıklı dentin dokusunda çürükten etkilenmiş dentin dokusuna kıyasla ister 24 saat ister 6 ay sonunda daha yüksek bağlanma dayanım değerleri saptanmıştır.

Sağlıklı ve çürükten etkilenmiş dentin dokularına uygulunan MMP inhibitörleri 24 saatlik ve 6 aylık sürelerde MMP inhibitörü uygulanmamış kontrol gruplarından daha yüksek bağlanma dayanım değerlerine neden olmuştur.

% 5'lik çinko klorür ister 24 saat ister 6 ay sonunda sağlam dentin yüzeylerinde en yüksek mikro-gerilim bağlanma dayanımına neden olurken %2'lik klorheksidin % 2'lik çinko klorürden 24 saat sonunda daha yüksek mikro-gerilim bağlanma dayanmına neden olmuş ancak 6 ay sonunda her iki MMP inhibitörünün bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark kalmamıştır.

24 saat sonunda çürükten etkilenmiş dentine uygulanan MMP inhibitörlerin bağlanma dayanıma etkileri aranda anlımlı fark bulunmamamkla birlikte 6 ay sonunda % 5'lik çinko klorür gerek klorheksidin gerekse % 2'lik çinko klorür uygulamasından daha yüksek mikro gerilim bağlanma dayanımına neden olmuştur.

Gerek 24 saat gerekse 6 ay sonrasında yapılan mikrogerilim bağlanma dayanımları ölçümlerinde en yüksek oranda adezivi kopma saptanırken bunu sırasıyla dentinde -koheziv ve kompozitte -koheziv tip kopmalar izlemiştir.

Deney ve kontrol gruplarında 24 saat sonunda saptanan tüm kopmaların 6 ay sonunda saptanan tüm kopmalardan daha yüsek oranda olduğu saptanıştır.

Kullanılan MMP inhinitörleri gerek farklı dokularda gerekse farklı zamanlarda daha fazla adeziv miks tipi kopmalara neden olurken MMP inhibitörü kullanılmayan tüm gruplarda daha yüksek oranda dentinde koheziv kopmalar oluşmuştur.

KAYNAKLAR

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 DentistryFaculty of Medicine and Health Sciences Queen's University. PhD Thesis, 1-130.

Adachi T, Nakanishi T, Yumoto H, Hirao K, Takahashi K, Mukai K, Nakae H, Matsuo T: Caries-related bacteria and cytokines induce CXCL10 in dental pulp. J Dent Res. 2007, 86: 1217-1222.

Akdeniz BG. (2000). Modern görüntüleme yöntemleri. A.Ü. Diş Hek Fak Derg, 27(2), 271-76.

Aksun, S., Özmen, D., & Bayındır, O. (2001). Metalloproteinases, their inhibitors and related physiological and pathological conditions. T Klin J Med Sci, 21, 332-42.

Al-Ammar, A., Drummond, J. L., Bedran-Russo, A. K. (2009). The use of collagen cross-linking agents to enhance dentin bond strength. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 91(1), 419-424.

al-Khateeb S, Oliveby A, de Josselin de Jong E, Angmar-Mansson B. Laser fluorescence quantification of remineralisation in situ of incipient enamel lesions: influence of fluoride supplements. Caries Res 1997;31(2):132-40.

Akinmade, A. O., & Nicholson, J. W. (1993). Glass-ionomer cements as adhesives. *Journal of materials science: materials in Medicine*, *4*(2), 95-101.

Akimoto, N., Takamizu, M., Momoi, Y. (2007). 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. Operative Dentistry, 32(1), 3-10.

Amaechi BT, Podoleanu AG, Komarov G, Higham SM, Jackson DA. (2004). Quantification of root caries using optical coherence tomography and microradyography: 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.

Anchieta, R. B., Machado, L. S., Martini, A. P., dos Santos, P. H., Giannini, M., Janal, M., Coelho, P. G. (2015). Effect of long-term storage on nanomechanical 193 and morphological properties of dentin–adhesive interfaces.Dental Materials, 31(2), 141-153.

Anderson M, Charbeneau GT. (1985). A comparison of digital and optical criteria for detecting carious dentin. J Prosth Dent, 53(5), 643-646.

Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. Prog Polym Sci 2001;26:605-665.

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.

Anusavice, K. J., Shen, C., Rawls, H. R. (2013). Phillips' Science of Dental Materials. St Louis: Elsevier Health Sciences.

Armstrong SR, Geradeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion in dentistry – analyzing bond strength test methods, variables and outcomes. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” test methods. Academy of Dental Materials Annual Meeting – Portland, Oregon, USA; October 29-31, 2009.

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.

Araujo, 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.

Aranha, A.M., Giro, E.M., Hebling, J., Lessa, F.C., Costa, C.A. (2010). Effects of light curing time on the cyctoxicity 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 WG. (1958). Further studies on the action of collagenase on sound and carious human dentin. J Dent Res, 37, 1001-1015.

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). Rezin– 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, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & Van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μTBS) approach. *Dental Materials*, *33*(2), 133-143.

Asaka Y, Amano S, Rikuta A, Kurokawa H, Miyazaki M, Platt JA and Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. Oper Dent 2007;32:73-78.

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

Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. J Public Health Dent 2002;62(4):201-13.

Banerjee A, Watson TF, Kidd EA: Dentine caries: take it or leave it? Dent Update 27(6):272–276, 2000.

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.

Barkhordar RA, Watanabe LG, Marshall GW, Hussain MZ. Removal of intracanal smear by doxycycline in vitro. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;40:420-3.

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

Bayne, S.C. (2002). Bonding to dental substrates. Đçinde 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.

Bedran-Russo, A. K. B., Vidal, C. M., Dos Santos, P. H., Castellan, C. S. (2010). Long term effect of carbodiimide on dentin matrix and resin-dentin bonds. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 94(1), 250-255.

Belli, R., Sartori, N., Peruchi, L. D., Guimar.es, J. C., Vieira, L. C., Baratieri, L. N., Monteiro Jr., S. (2011). Effect of Multiple Coats of Ultra-mild All-in-One Adhesives on Bond Strength to Dentin Covered with Two Different Smear Layer Thicknesses. Journal Of Adhesive Dentistry, 13(6), 507-516.

Benettı 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.

Berkowitz, B., Boyde, A., Frank, R., Howling, H., Moxham, B., Nalbandian, J., & Tonge, C. (1989). Teeth

Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BJ (1995) In A Colour Atlas and Text of Oral Anatomy, Histology, and Embryology, 2nd edn. pp. 109–124. London: Mosby-Wolfe.

Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM (2009) Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 108, 270-277.

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.

Bin-Shuwaish M, Yaman P, Dennison J, Neiva G. The correlation of DIFOTI to clinical and radiographic images in Class II carious lesions. J Am Dent Assoc 2008;139(10):1374-81.

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 Puppin-Rontani; Juan Ricardo Mayoral; Lluis 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.

Breschi, L., Maravic, T., Cunha, S. R., Comba, A., Cadenaro, M., Tjäderhane, L., ... & Mazzoni, A. (2018). Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dental Materials*, *34*(1), 78-96.

Breschi, L., Maravic, T., Comba, A., Cunha, S. R., Loguercio, A. D., Reis, A., ... & Mazzoni, A. (2020). Chlorhexidine preserves the hybrid layer in vitro after 10-years aging. *Dental Materials*, *36*(5), 672-680.

Brown, D. L., Hibbs, M. S., Kearney, M., Loushin, C., & Isner, J. M. (1995). Identification of 92-kD gelatinase in human coronary atherosclerotic lesions: association of active enzyme synthesis with unstable angina. Circulation, 91(8), 2125-2131.

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.

Burke FJT, Hussain A, Nolan L, Fleming GJP. Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Rest Dent 2008;16:158-165.

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.

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.

Camargo, M. A., Roda, M. I., Marques, M. M., & de Cara, A. A. (2008). Micro-tensile bond strength to bovine sclerotic dentine: influence of surface treatment. *Journal of dentistry*, *36*(11), 922-927.

Camargo CH, Siviero M, Camargo SE, de Oliveira SH, Carvalho CA, et al. (2007) Topographical, diametral, and quantitative analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. J Endod 33: 422–426.

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.

Cao, D. S. (1995). Effect of tooth disinfecting procedures on dentin shear bond strength. J Dent Res, 74, 73.

Carda C, Peydro A. Ultrastructural patterns of human dentinal tubules, odontoblasts processes and nerve fibres. Tissue Cell 2006;38:141–50.

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 Freıtas, Fabiana Mantovani Gomes França, Roberta Tarkany Bastıng, Cecilia Pedroso Turssı, 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.

Castellan, C. S., Pereira, P. N., Grande, R. H. M., Bedran-Russo, A. K. (2010). Mechanical characterization of proanthocyanidin–dentin matrix interaction. Dental Materials, 26(10), 968-973.

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

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.

Cevlek, N., & Atabek, D. (2020). Adeziv sistemlerde güncel yaklaşımlar. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*, *11*(3), 193-202.

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., ve ark. (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.

Cho BH, Dickens SH. (2004). Effects of the acentone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. Dent Mater, 20, 107-115.

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.

Collys, D. Slop, R. Cleymaet, D. Coomans, Y. Michotte, Dent. Mater. 1992, 8, 332 – 335.

Costa, M.B., Delgado, A.H.S, Melo, T.P., Amorim, T. Azul, A.M. (2021). Analysis of laboratory adhesion studies in eroded enamel and dentin: a scoping review. *Biomater Investig Dent,* **8(1),** 24-38.

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 processesin human dentin caries. J Dent Res, 66, 1356—9.

Dammaschke T, Stratmann U, Mokrys 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.

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 Ünv 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.

Degrange ve Roulet. (1997). Minimally Invasive Restorations with Bonding. Minimally invasive restorations with bonding. Quintessence Publishing Co Chicago 153-176.

De Benedetto MS, Morais CC, Novaes TF, de Almeida Rodrigues J, Braga MM, Mendes FM. Comparing the reliability of a new fluorescence camera with conventional laser fluorescence devices in detecting caries lesions in occlusal and smooth surfaces of primary teeth. Lasers Med Sci 2011; 26(2): 157-62.

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 Dios Teruel, J., Alcolea, A., Hernández, A., & Ruiz, A. J. O. (2015). Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Archives of oral biology*, *60*(5), 768-775.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater 1995;11:126-131.

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, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P. Four-year water degradation of a resin-modified glassionomer adhesive bonded to dentin. Eur J Oral Sci 2004;113:73–83.

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 ınterfaces. 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.

Del-Nero MO, Escribano N, de la Macorra JC. Analysis of sealing vs. tensile bond strength of eight adhesive restorative material systems. J Adhes Dent 200;2:117-127.

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.

Demeule, M. B. (2000). Matrix metalloproteinase inhibition by green tea catechins. Biochimica et Biophysica Acta (BBA)- . Protein Structure and Molecular Enzymology,, 1478(1), 51-60.

Dennison JB. Hamilton JC. (2005). Treatment decisions and conservation of tooth structure. Dent Clin N Am, 49, 825-45.

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.

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, LindemuthJ. (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.

Dutra-Correa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyan VH, Queiroz CS. (2013). Effect of chlorhexidine on the 18-month clinical performance of two adhesives. J Adhes Dent, 15(3), 287-92.

Eberhard J, Hartman B, Lenhard M, Mayer T, Kocher T, Eickholz P. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization. An in vitro study. Caries Res 2000; 34(3):219-24.

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.

Eick, J. D. (1991). Smear layer--materials surface. Proceedings of the Finnish Dental Society, 88, 225-242.

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, iagnosing, 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 Mourad, A. M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. The open dentistry journal, 12, 664.

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 Dişhekimi 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, Zezell 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.

Featherstone JD.(2000) The science and practice of caries prevention. J Am Dent Assoc, 131, 887-899.

Featherstone JD. The continuum of dental caries – evidence for a dynamic disease process. J Dent Res. 2004; 83(C): C39-C42.

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., Ogliari, F. A., Leal, F., Correr, A. B., Sauro, S. (2014a). Chemical interaction of 10-MDP (methacryloyloxi-decyldihydrogen-phosphate) in zinc-doped self-etch adhesives. Journal of Dentistry, 42(3), 359-365.

Fejerskov O, Kidd E. Dental Caries and The Disease and It's Clinical Management. Second ed. Oxford: Blackwell; 2003. p. 61-142.

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., ve ark. (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.

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 Brescıanı, César Rogério Puccı, 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).

Forssten, S. D., Björklund, M., & Ouwehand, A. C. (2010). Streptococcus mutans, caries and simulation models. *Nutrients*, *2*(3), 290-298.

Francisconi-dos-Rios, L.F., Calabria, M.P., Casas-Apayco, L.C., Honorio, H.M., Carrilho, M.R.O., Pereira, J.C., Wang, L. (2015). Chlorhexidine does not improve but preserves bond strength to eroded dentin. *Am J Dent,* **28(1),** 28-32.

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.

Frankenberger, R., Pashley, D. H., Reich, S. M., Lohbauer, U., Petschelt, A., & Tay, F. R. (2005). Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, *26*(14), 2043-2052

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.

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.

Gamze, K. E. S., & Başeren, N. M. BEYAZ NOKTA LEZYONLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2020, *30*(4), 671-680.

Ganss C, Schlechtriemen M, Klimek J. Dental erosions in subjects living on a raw food diet. Caries Res 1999;33:74-80.

Garcia-Godoy, F., Tay, F. R., Pashley, D. H., Feilzer, A., Tjaderhane, L., & Pashley, E. L. (2007). Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. *American Journal of Dentistry*, *20*(2), 109.

Garg, N., Garg, A. (2010). Textbook of Operative Dentistry. New Delhi: Jaypee Medical Ltd.

Gaston, B. A., West, L. A., Liewehr, F. R., Fernandes, C., & Pashley, D. H. (2001). Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontics*, *27*(5), 321-324.

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.

Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., &

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.

Gomez J. Detection and diagnosis of the early caries lesion. BMC Oral Health 2015;15 Suppl1:S3.

Goracci G. (1996). Quality pf 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.

Gu, H. F. (2012). Effect of ZnCl2 on plaque growth and biofilm vitality. . Arch. Oral Biol. , 57, 369–375.

Gultz J, Do L, Boylan R, Kaim J, Scherer W. Antimicrobial activity of cavity disinfectants. Gen Dent 1998; 47: 187-90.

Gündüz KÇ, Çelenek P. Çürük Tanısında Kullanılan Yeni Yöntemler. CÜ Dişhek Fak Derg 2003; 6(1): 43-9

Gürses, M., & Nimet, Ü. N. L. Ü. (2017). OKLUZAL ÇÜRÜK TEŞHİS YÖNTEMLERİNE GÜNCEL BAKIŞ. *Selcuk Dental Journal*, *4*(3), 153-161.

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.

G.V. BLACK (1914). Classification of cavity.

Gwinnett, A. J., Matsui, A. (1967). A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. Archives of Oral Biology, 12(12), 1615-IN46.

Haj-Ali R, Walker M, Williams K, Wang Y, Spencer P. (2006). Histomorphologic characterization of noncarious and caries-affected dentin/adhesiv interfaces. J. Proshodont, 15, 82-88.

Hall A, Girkin JM. (2004). A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions. J Dent Res, 83, 89-94.

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.

Hanemaaijer R, S. T. (1997). Matrix metalloproteinase-8 is expressed in rheumatoid synovial fibroblasts and endothelial cells. Regulation by tumor necrosis factor-alpha and doxycycline. *J Biol Chem* , 272:31504–9.

Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjäderhane L. The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. Acta Odontol Scand 2007;65:1-13.

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.

Hamama HH, Yiu CK, Burrow MF, et al: Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Clinical Trials on Chemomechanical Caries Removal. Oper Dent 40(4):E167–E178, 2015.

Hara, A. T., & Zero, D. T. (2010). The caries environment: saliva, pellicle, diet, and hard tissue ultrastructure. *Dental clinics of North America, 54(3)*, 455-467.

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.

Henn S, C. R. (2011). Addition of zinc methacrylate in dental polymers: MMP-2 inhibition and ultimate tensile strength evaluation. . *Clin Oral Invest* .

Henn S, d. C. (2012). Addition of zinc methacrylate in dental polymers: MMP-2 inhibition and ultimate tensile strength evaluation. . *Clin Oral Investig* , 16:531–536.

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.

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.

Huth KC, Neuhaus KW, Gygax M, Bücher K, Crispin A, Paschos E, Hickel R, Lussi A, 2008. Clinical performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions in permanent molars. J Dent 2008; 36(12): 1033-40.

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.

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.

Ismail AI. (1997). Clinical diagnosis of precavitated carious lesions. Community Dent Oral Epidemiol, 25, 13-23.

Ismail AI, Sohn W, Tellez M, Amaya A, Sen A, Hasson H, Pitts NB. The international caries detection and assessment system (ICDAS): An integrated system for measuring dental caries. Community Dent Oral Epidemiol 2007; 35(3): 170- 8

ISO Technical Specification ISO/TS 11405: 2003(E), Second ed.; 2003-02-01

Jablonski-Momeni A, Heinzel-Gutenbrunner M, Klein SM. In vivo performance of the VistaProof fluorescence-based camera for detection of occlusal lesions. Clin Oral Investig 2014; 18(7): 1757-62.

Jackson RJ, Lim DV, Dao ML. Identification and analysis of a collagenolytic activity in Streptococcus mutans. Curr Microbiol 1997;34:49-54.

Johansson E, Claesson R, Van Dijken J. (2009). Antibacterial effect of ozone on cariogenic bacterial species. Journal of Dentistry, 37(6), 449 – 53 89.

Jolkovsky, D. L., M. Y. Waki, M. G. Newman, J. Otomo-Corgel, M. Madison, T. F. Flemming, S. Nachnani, and H. Nowzari. 1990. Clinical and microbiological effects of subgingival and gingival marginal irrigation with chlorhexidine gluconate. J. Periodontol. 61:663–669.

Jones, S. J. (1984). Ultrastructure of dentin and dentinogenesis. *Dentin and dentinogenesis, 1*, 81-134.

Jones RS, Darling CL, Featherstone JD, Fried D. Imaging artificial caries on the occlusal surfaces
with polarization-sensitive optical coherence tomography. Caries Res 2006;40(2): 81-9.

Karlsson L. Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Carious Tissue. Int J Dent 2010;2010:270729.

Kato MT, L. A. (2010). Effect of iron on matrix metalloproteinase inhibition and on the prevention of dentine erosion. *Caries Res* , 44:309–316. .

Katz S, Park KK, Palenick CJ. (1987). In vitro root surface caries studies. J Oral Med, 42, 40-48.

Kawasaki K, Featherstone JDB. Effects of collagenase on root demineralization. J Dent Res 1997;76: 588-595.

Kapdan A, Öztaş N, Sümer Z. Comparing the antibacterial activity of gaseous ozone and chlorhexidine solution on a tooth cavity model. J Clin Exp Dent 2013; 5: e133-7.

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 radiogaphic 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 microbiolojical 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 diagosis: 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.

Kinney, J. P. (2001). Collagen orrientation and crystallite size in human dentin: a small angle x-ray scattering study. *Calcified Tissue International, 69*, 31-37.

Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14:13e29.

Kılıç, V., & Hürmüzlü, F. (2018). Klorheksidin uygulamasının bulk-fill ve nanofil kompozitlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi. *Selcuk Dental Journal*, *5*(3), 225-232.

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.

Korkut B, Tagtekin DA, Yanikoglu FC. Early Diagnosis of Dental Caries and New Diagnostic
Methods: QLF, Diagnodent, Electrical Conductance and Ultrasonic System. EÜ Dişhek Fak Derg 2011;32:55-67.

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.

Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. (1977). Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. J Dent Res, 56,1233-1237.

Kuboki Y, Liu CF, Fusayama T: Mechanism of diferential staining in carious dentin. J Dent Res 62(6):713–714, v, 1983.

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.

Kühnisch J, Goddon I, Berger S, Senkel H, Bücher K, Oehme T, Hickel R, Heinrich Weltzien R. Development, methodology and potential of the new Universal Visual Scoring System (UniVİSS) for caries detection and diagnosis. Int J Environ Res Public Health 2009; 6(9): 2500-9.
Kühsnich J, Bücher K, Hickel R. The ıntra/inter-examiner reprucibility of the new DIAGNOdent Pen on occlusal sites. J Dent 2007; 35(6): 509-12.

Kwong, S. M., Cheung, G. S. P., Kei, L. H., Itthagarun, A., Smales, R. J., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2002). Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials*, *18*(5), 359-369.

Labella R, L. P. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater ;*, 15:128–37.

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.

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.

Leevailoj C, Ua-wutthikrerk P and Poolthong S. Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. Oper Dent 2007;32:149-159.

Legeros RZ, Legeros JP. Phosphate minerals in human tissues. In: Nriagu JO, Moore PB, editors. Phosphate minerals. Berlin, Heidelberg: Springer; 1984. p. 351–85.

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.

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, M., Xu, F., Lu, T. J., & Bai, B. F. (2010). A review of heat transfer in human tooth—experimental characterization and mathematical modeling. *dental materials*, *26*(6), 501-513.

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.

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, Imwınkelried 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, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P. Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. Eur Oral Sci 2001; 109(1): 14-9.

Lussi A, Francescut P. (2003). Performance of conventional and new methods for the detection of occlusal caries on decidious 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, Hack A, Hug I, Heckenberg H, Megert B, Stich H. Detection of approximal caries with a new laser fluorescence device. Caries Res 2006; 40(2): 97-103.

Lussi A, Hellwig E. Performance of a new laser fluorescence device for detection of occlusal caries in vitro. J Dent 2006b; 34(7): 467-71.

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 managemented. Ames, USA: WileyBlackwell, 89-99.

Lynch, C. D., O'Sullivan, V. R., Dockery, P., McGillycuddy, C. T., & Sloan, A. J. (2010). Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel. *Journal of Anatomy*, *217*(2), 106-115.

Lynch, R. .. (2011). Zinc in the mouth, its interactions with dental enamel and possible effects on caries; a review of the literature. *Int. Dent. J.* , 61 (Suppl. 3), 46–54.

Mäkinen KK. Sugar alcohols, caries incidence, and remineralization of caries lesions: a literature review. Int J Dent 2010;2010:981072.

Manisalı Y, Koray F. (1982). Ağız-diş Embriyolojisi ve Histolojisi. İstanbul: Yenilik Basımevi.

Markowitz, K. R. (2010). The effect of cationic polymer treatment on dye staining and on the adhesion of charged particles to dentin. . *Archives of Oral Biology,* , 55(1), 60-67.

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.

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, Breschi L, Carrilho M, Nascimento FD, Orsini G, Ruggeri A, et al. A review of the nature, role, and function of dentin non-collagenous proteins. Part II: enzymes, serum proteins, and growth factors. Endod Top 2009;21:19–40,

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.

McCall, K. H. (2000). Function and mechanism of zinc metalloenzymes. *J. Nutr.* , 130.

McComb D, Tam LE. (2001). Diagnosis of occlusal caries: Part I. Conventional methods. J Dent Assoc, 67(8), 454-57.

McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. J Endod 1975;1:238-42.

McDaniel, S., & Goldman, G. (2002). Consequences of using escharotic agents as primary treatment for nonmelanoma skin cancer. *Arch Dermatol.*, 138 (12): 1593–6.

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.

Mialhe FL, Pereira AC, Meneghim Mde C, Ambrosano GM, Pardi V. The relative diagnostic

yields of clinical, FOTI and radiographic examinations for the detection of approximal caries in youngsters. Indian J Dent Res 2009;20(2):136-40.

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.

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.

Miyazaki, M., Tsujimoto, A., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Platt, J. A. (2014). Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. Journal of Oral Science, 56(1), 1-9.

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.

Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM (2007) In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 103, 825-829.

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.

Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. J Prosthet Dent 2003;89:558-564.

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.

Muhtaroğlu S. (2006). Matriks metalloproteinazlar. www.biyokimya-pinari.com/dokumanlar/matriksmetallo.ppt.

Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Meerbeek BV. (2005). A critical review of durability of edhesion 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.

Nair MK, Nair UP, Gröndahl HG (2002) Accuracy of tuned aperture computed tomography in the diagnosis of radicular fractures in non-restored maxillary anterior teeth – an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol 31, 299-304.

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 Prasansuttiporn, 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 andPostgraduate Training Influence the Choice of Materials for Posterior Restorations? Results of Survey with Brazilian General Dentists. Brazilian Dental Jurnal, 24(6), 642-646.

Navarro LF, Puy CL, Godoy FG. (2008). Diagnostic performance of radiovisiography in combination with a diagnosisassisting 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.

Newbrun E. Preventing dental caries: breaking the chain of transmission. J Am Dent Assoc 1992; 123: 55-9.

Ngaotheppitak 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.

Nikiforuk, G. (1985). *Understanding dental caries.* Basel and New York: Karger Yayınları.

Nishitani, Y., Yoshiyama, M., Wadgaonkar, B., Breschi, L., Mannello, F., Mazzoni, A., ve ark. (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.

Niu W, Yoshioka T, Kobayashi C, Suda H. A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. Int Endod J 2002;35:934-9.

Nordbö H., (1972). The affinity of chlorhexidine for hydroxyapatite and tooth surfaces. Europen jurnal of oral sciences. 80(6), 465–473.

Nyvad B, Machiulskine V, Baelum V. Reliability of a new caries diagnostic system differentiating between active and inactive caries lesions. Caries Res 1999; 33(4): 252-60.

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.

Oh, S. J. (2018). Effect of zinc on the collagen degradation in acid-etched dentin. *Journal of dental sciences,*, 13(2), 97-102.

Okada Y, Naka K, Kawamura K, Matsumoto T, Nakanishi I, Fujimoto N, Sato H, Seiki M. Localization of matrix metalloproteinase 9 (92-kilodalton gelatinase/type IV collagenase_/ gelatinase B) in osteoclasts: implications for bone resorption. Lab Invest 1995;72:311-322.

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.

Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Ogus E. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009;107:879-885.

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, Jr AR, Mazzoni A, Nato F, Manzoli L, Putignano A, et al. A review of the nature, role, and function of dentin non-collagenous proteins. Part 1: proteoglycans and glycoproteins. Endod Top 2009;21:1–18,

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), 16631667.

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 diğerleri. (2008). Resistance of ten contemporary adhesives to resindentine 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, Osorio E, Roman JS, Toledano M. Zinc-doped dentin adhesive for collagen protection at the hybrid layer. Eur J Oral Sci 2011;119:401–10.

Osorio R, Yamuti M, Osorio E, Ruiz-Requena ME, Pashley DH, Tay FR, et al. Zinc reduces collagen degradation in demineralized human dentin explants. J Dent 2011;39:1–7.

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,

Osorio, R. T.-O.-M. (2018). Zinc and silica are active components to efficiently treat in vitro simulated eroded dentin. *Clin. Oral Invest.*, 22, 2859–2870.

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.

Özgür, B., Ünverdi, G. E., & Çehreli, Z. A. F. E. R. (2018). Diş Çürüğünün Tespitinde Geleneksel ve Güncel Yaklaşımlar. *Turkiye Klinikleri Journal of Pediatric Dentistry-Special Topics*, *4*(1), 1-9.

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.

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., Pashlety, 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 EL, Talman, R, Horner JA, Pashley DH. (1991). Permeability of normal versus carious dentin. Endod Dent Traumato, 7, 207-11.

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, Cıucchı B, Yoshıyama 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, Rueggebeng FA. (2001). Solvent-induced dimensionel 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 DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater 2017;27:1–16,

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.

Perdigao, J., Frankenberger, R., Rosa, B. T., Breschi, L. (2000). New trends in

dentin/enamel adhesion. American Journal of Dentistry, 13, 25D-30D.

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.

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.

Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2012). A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-andrinse adhesives in non-carious class-V lesions. Clinical Oral Investigations, 16(1), 129-137.

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). Observationson a composite resin for class II restorations -3-year report. J Prosthet Dent, 30, 891-897.

Pidaparti, R. C. (1996). Bone mineral lies mainly outside collagen fibrils: predictions of a composite model for osteonal bone. *Journal of Biomechanics,, 29*, 909-916.

Piesco NP, Simmelink J. (2002). Physical characteristics of enamel, Histology of Enamel, 153-190.

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.

Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dental materials journal*, *26*(5), 694-699.

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: part5. 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.

Rabello, T. B. (1998). Efeito da clorexidina sobre a adesão dentinária e preservação pulpar. . *Rev. bras. odontol,*, 136-9.

Reis A, Loguercia AD, Azevedo CW, Carvalho RM, Singer JM, Grande RHM. (2003) Moisture sprectrum 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: effets 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 thicness and acidity of self-etching solitions on erly 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 applicatin 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.

Rensberger JM (1997) Mechanical adaptation in enamel. In Tooth Enamel Microstructure (eds Koenigswald Wv, Sander PM), pp. 237–257. Rotterdam: Balkema.

Retief DH. (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. Am J.Dent, 4, 231 -236.

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.

Ritter, A. V. (2019). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* 7th Edition. Mosby.

Roberson TM, Lundeen TF. (2002). Cariology: The lesion, etiology, prevention and control. TM Roberson, HO Heymann, EJ Swift. (4th ed.), Studervant'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.

Rocha RO, Ardenghi TM, Oliveira LB, Rodrigues CR, Ciamponi AL. In vivo effectiveness of laser florescence compared to visual inspection and radiography for detection of occlusal caries in primary teeth. Caries Res 2003; 37(6): 437-41

Rodrigues JA, Hug I, Diniz MB, Lussi A. Performance of fluorescence methods, radiographic examination and ICDAS II on occlusal caries in vitro. Caries Res 2008; 42(4): 297-304.

Rohe, D. M., & Wolf, H. U. (2007). "Çinko Bileşikleri", . *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry (7. baskı),* (s. 1–6). içinde Wiley.

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., ve ark. (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.

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.

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.

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.

Saffarpour, A., Saffarpour, A., Kharazifard, M. J., & Rad, A. E. (2016). Effect of chlorhexidine application protocol on durability of marginal seal of class v restorations. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, *13*(4), 231

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.

Saleh F, Taymour N (2003) Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. East Mediterr Health J 9: 201–207

Salz, U., Mücke, A., Zimmermann, J., Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2006). pKa value and buffering capacity of acidic monomers commanly 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.

Sample, B. E. (1997). Methods for Field Studies of Effects of Military Smokes, Obscurants, and Riot-control Agents on Threatened and Endangered Species. DIANE Publishing. ISBN 978-1-4289-1233-5.

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.

S´anchez, M. T.-O.-C. (2019). Antibacterial effects of polymeric PolymP-n Active nanoparticles. An in vitro biofilm study. . *Dent. Mater.* , 35, 156–168.

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., Takatsu, T., Ciucchi, B. J. A. H., Horner, J. A., Matthews, W. G., & Pashley, D. H. (1995). Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Operative dentistry*, *20*(1), 18-25.

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 MC, d. S.-C. (2004;). Inhibition of human pulpal gelatinases (MMP-2 and MMP-9) by zinc oxide cements. . *J Oral Rehabil* , 31:660–664. .

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.

Sauro, S. M. (2009.). (2009b). EDTA or H3PO4 / NaOCl dentine treatments may increase hybrid layers' resistance to degradation: a microtensile bond strength and confocalmicropermeability study. . *Journal of Dentistry,* , 37(4), 279-288.

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.

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.

Scott, J. S. (1974). *Introduction to dental anatomy (7. Baskı),* . Churchill Livingstone Yayınları.

Sela-Passwell, N. R.-M. (2010). Structural and functional bases for allosteric control of MMP activities: can it pave the path for selective inhibition?. Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-. *Molecular Cell Research,*, 1803(1), 29-38.

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.

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.

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.

Shono, Y., Terashital, 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., ve ark. (1999). Durability of resin–dentin bonds. Journal of Adhesive Dentistry, 1, 211–218.

Silverstone LM, Hicks MJ: he structure and ultrastructure of the carious lesion in human dentin. Gerodontics 1(4):185–193, 1985.

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.

Soares, F. Z. M., Follak, A., Da Rosa, L. S., Montagner, A. F., Lenzi, T. L., & Rocha, R. O. (2016). Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dental Materials*, *32*(11), 1385-1393.

Sorsa, T., Y.-L. Ding, T. Ingman, T. Salo, U. Westerlund, M. Haapasalo, H. Tschesche, and Y. T. Konttinen. 1995. Cellular source, activation and inhibition of dental plaque collagenase. J. Clin. Periodontol. 22:709–717.

Sorsa T, Tjäderhane L, Konttinen YT, Lauhio A, Salo T, Lee HM, Golub LM, Brown DL, Mäntylä P. Matrix metalloproteinases: contribution to pathogenesis, diagnosis and treatment of periodontal inflammation. Ann Med 2006;38:306-321.

Souza AP, G. R. (2001;). Inhibition of human gelatinases by metals released from dental amalgam. . *Biomaterials*, 22: 2025–2030.

Souza AP, G. R. (2000). Inhibition of human gingival gelatinases (MMP-2 and MMP-9) by metal salts. . *Dent Mater* , 16: 103–108.

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.

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.

Stookey GK, Jackson RD, Ferreira Zandona AG, Analoui M. (1999). Dental caries diagnosis. Dental clinics of North america, 43(4), 665-77.

Strassler HE, Sensi LG. Technology-enhanced caries detection and diagnosis. Compend Contin Educ Dent 2008;29(8):464-5, 8, 70 passim.

Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions – short term. J Dent 1996;24:417-23.

Habelitz S, Marshall GW Jr, Balooch M, Marshall SJ. Nanoindentation and storage of teeth. J Biomech 2002;35:995-8.

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, Tja¨derhane 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.

Summitt, J.B., Robbins, J.W., Hilton, T.J., Schwartz, R.S., Dos Santos, J. (2006). Fundamentalsof Operative Dentistry, A Contemporary Approach. (3th edt). London: Quintessence Publishing Co. Ltd.

Swift Jr, E. J., Perdigao, J., Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. Quintessence International (Berlin, Germany: 1985), 26(2), 95-110.

Szesz, A., Parreiras, S., Reis, A., Loguercio, A. (2016). Selective enamel etching in cervical lesions for self-etch adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent,* **53,** 1-11.

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.

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.

Tam LE, McComb D. Diagnosis of occlusal caries: Part II. Recent diagnostic technologies. J Can Dent Assoc 2001;67(8):459-63.

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.

Tassery H, Levallois B, Terrer E, Manton DJ, Otsuki M, Koubi S, et al. Use of new minimum intervention dentistry technologies in caries management. Aust Dent J 2013;58 Suppl, 1:40-59.

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, F. R., & Pashley, D. H. (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of Dentistry*, *32*(3), 173-196.

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.

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.

Tezvergil-Mutluay, A., Agee, K. A., Uchiyama, T., Imazato, S., Mutluay, M. M., Cadenaro, M., ve ark. (2011a). The inhibitory effects of quaternary ammonium methacrylates on soluble and matrix-bound MMPs. Journal of Dental Research, 90(4), 535-540.

Tezvergil-Mutluay, A., Mutluay, M. M., Gu, L. S., Zhang, K., Agee, K. A., Carvalho, R. M.,Pashley, D. H. (2011b). The anti-MMP activity of benzalkonium chloride. Journal of Dentistry, 39(1), 57-64.

Tezvergil-Mutluay, A., Agee, K. A., Hoshika, T., Uchiyama, T., Tj.derhane, L., Breschi, L., ve ark. (2011c). Inhibition of MMPs by alcohols. Dental Materials, 27(9), 926-933.

Tezvergil-Mutluay, A., Mutluay, M. M., Agee, K. A., Seseogullari-Dirihan, R., Hoshika, T., Cadenaro, M., Pashley, D. H. (2012). Carbodiimide cross-linking inactivates soluble and matrix-bound MMPs, in vitro. Journal of Dental Research, 91(2), 192-196.

Tezvergil-Mutluay, A., Mutluay, M., Seseogullari-Dirihan, R., Agee, K. A., Key, W. O., Scheffel, D. L. S., Pashley, D. H. (2013). Effect of phosphoric acid on the degradation of human dentin matrix. Journal of Dental Research, 92(1), 87-91.

Thompson VP, Kaim JM. (2005). Nonsurgical treatment of incipient and hidden caries. Dent Clin N Am, 49, 905-921.

Thompson, J. M. (2012). Inhibition of endogenous dentin matrix metalloproteinases by ethylenediaminetetraacetic acid. . *Journal of endodontics,* , 38(1), 62-65.

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 Cophenagen,

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, Carrilho MR, Breschi L, Tay FR, Pashley DH. Dentin basic structure and composition-an overview. Endod Top 2009;20:3–29,

Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L., Geraldeli, S., ve ark. (2013). Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. Dental Materials, 29(1), 116-135.

Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L., Geraldeli, S., ... & Pashley, D. H. (2013). Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer—a review. *Dental Materials*, *29*(10), 999-1011.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Carlos AOF, Tay FR, Carvalho RM. (2003). Microtensile bond strength of several adhesive systems to diffrent 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.

Toledano M, Yamuti M, Ruiz-Requena ME, Osorio R. A ZnO-doped adhesive reduced collagen degradation-favouring dentine remineralization. J Dent 2012;40:756–65.

Toledano M, Sauro S, Cabello I, Watson T, Osorio R. A Zn-doped etch-and-rinse adhesive may improve the mechanical properties and the integrity at the bondeddentin interface. Dent Mater 2013;29:e142–52.

Toledano M, Aguilera FS, Osorio E, Cabello I, Toledano-Osorio M, Osorio R. Selfetching zinc-doped adhesives improve the potential of caries-affected dentin to be functionally remineralized. Biointerphases 2015;10:031002.

Toledano, M. O.-O. (2017). A zinc chloride-doped adhesive facilitates sealing at the dentin interface: A confocal laser microscopy study. . *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 74, 35-42.

Toledano, M. O.-R. (2020). Zn-doping of silicate and hydroxyapatite-based cements: Dentin mechanobiology and bioactivity. . *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedicals*, 104-232.

Toledano, M. T.-O.-C.-P.-L.-C.-F.-A.-L. (2020b). Doxycycline and zinc loaded silica-nanofibrous polymers as biomateriterials for bone regeneration. . *Polymers* , 12, 1201.

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 durabilty 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.

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.

Tosun, G., Sener, Y., & Sengun, A. (2007). Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dental materials journal*, *26*(1), 116-121.

Türkün M, Türkün LS, Çelik EU, Ates M. Bactericidal effect of Er, Cr: YSGG laser on Streptococcus mutans. Dent Mater J 2006; 25: 81-6.

Uitto VJ, Overall CM, McCulloch C. (2003). Proteolytic host enzymes in gingival crevice fluid. Periodontology, 31, 77–104.

Ülker, M., Özcan, M., Şengün, A., Özer, F., Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 93(1), 175-184.

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.

Vaidyanathan J, V. T. (2001). Flexural creep deformation and recovery in dental composites. . *J Dent ;*, 29: 545–51.

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 promate 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.). 'Fundementals 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 Meerbeek, B.., Yoshihara, K., Van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's Pioneering Acid-Etch Technique to Self-Adhering Restoratives. A Status Perspective of Rapidly Advancing Dental Adhesive Technology. *Journal of Adhesive Dentistry*, *22*(1).

Vaarkamp J, ten Bosch JJ, Verdonschot EH. Light propagation through teeth containing simulated caries lesions. Phys Med Biol 1995;40(8):1375-87.

Verdonschot H, Bronkhorst CM, König LG, Schaeken 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.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res 1997;76:1298-1307.

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.

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.

Vuotila T, Ylikontiola L, Sorsa T, Luoto H, Hanemaaijer R, Salo T, Tjäderhane L. The relationship between MMPs and pH in whole saliva of irradiated head and neck cancer patients. J Oral Pathol Med 2002;31:329-338.

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

Wahab FK, Shaini FJ, Morgano SM. The effect of thermocycling on micro-leakage of several commercially available composite Class V restorations in-vitro. J Prosthet Dent 2003;90:168-174.

Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. Shear bond strength of six bonding systems using the pushout method of in-vitro testing. Oper Dent 1998;23:69-76.

Wang, Y., & Spencer, P. (2002). Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, *59*(1), 46-55.

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.

Weiner S, Wagner HD. The material bone: structure mechanical function relations. Annu Rev Mater Sci 1998;28:271e98.

Woessner, J. (1991). Matrix metalloproteinases and their inhibitor in connective tissue remodeling. *FASEB J*, 5:2145–54.

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.

Yanıkoğlu 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.

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.

Y. Hosoya, S. J. Marshall, L. G. Watanabe, G. W. Marshall, Oper. Dent. 2000, 25, 81 – 89

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, Hellemans 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., 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.

Youssefzadeh S, Gahleitner A, Dorffner R, Bernhart T, Kainberger FM (1999) Dental vertical root fractures: value of CT in detection. Radiology 210, 545-549.

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.

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.

Zero, D. T. Dental caries process. Dent. Clin. North Am. 43, 635–664 (1999).

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.

Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. Dent Mater 2008;24:967-977.

Zisu, B.; Shah, N.P. Effects of pH, temperature, supplementation with whey protein concentrate, and adjunct cultures on the production of exopolysaccharides by Streptococcus thermophilus 1275. J. Dairy Sci. 2003, 86, 3405-3415.

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

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 1

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	0,96	28,6	32,4	A
2	0,91	0,98	31,3	35,1	A
3	1	0,98	35,4	36,1	A
4	0,96	0,92	29,3	33,2	KD
5	1,05	0,91	31,3	32,8	A
6	1,02	0,94	28,9	30,1	A
7	1,01	0,95	29,8	31,1	A
8	0,99	0,95	33,7	35,8	A
9	1,01	0,97	34,3	35,0	A
10					
				33,5	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 2

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,97	31,6	34,3	A
2	0,97	0,99	33,8	35,2	A
3	0,89	1,05	31,7	33,9	A
4	0,98	0,99	30,4	31,3	A
5	0,93	0,99	19,6	21,3	A
6	1,05	0,94	34,6	35,1	A
7	0,99	0,96	29,6	31,1	A
8	0,99	0,94	32,5	34,9	A
9	1,03	0,97	34,6	34,6	A
10	0,99	0,96	34,3	36,1	A
				32,79	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 3

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,99	33,6	33,0	A
2	0,99	0,93	29,4	31,9	A
3	1,03	0,92	34,5	36,4	A
4	0,88	0,91	25,6	32,0	A
5	0,99	1,07	32,5	30,7	A
6	0,89	1,02	37,6	41,4	A
7	1,06	0,94	19,5	19,6	A
8	0,99	0,97	39,2	40,8	A
9	0,93	0,99	19,8	21,5	KD
10				#DIV/0!	
				31,92	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 4

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1,04	32,5		A
2	0,83	0,99	30,4	37,0	A
3	0,95	1,01	33,9	35,3	A
4	0,99	0,99	27,4	28,0	A
5	0,96	0,98	39,8	42,3	A
6	0,95	0,94	29,5	33,0	A
7	0,94	0,99	36,7	39,4	A
8	0,92	1,09	31,6	31,5	A
9	1,02	1,03	36,6	34,8	A
10	0,99	0,97	26,4	27,5	A
				34,32	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 5

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,99	35,6		A
2	1,01	0,97	32,4	33,1	A
3	1,07	0,98	29,5	28,1	A
4	0,99	0,94	39,2	42,1	A
5	0,97	0,92	34,5	38,7	A
6	0,99	1,02	31,9	31,6	A
7	1,02	1	28,7	28,1	A
8	0,89	1,12	38,7	38,8	A
9	1,03	0,98	33,6	33,3	A
10	0,92	0,99	37,5	41,2	A
				35,00	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 6

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,03	32,5	32,2	A
2	0,98	1,01	45,6	46,1	A
3	0,97	0,94	33,6	36,9	A
4	0,94	0,99	29,5	31,7	A
5	0,91	1,04	33,7	35,6	A
6	0,99	0,95	32,7	34,8	A
7	0,98	0,96	28,1	29,9	A
8	0,96	0,94	42,9	47,5	A
9	1,07	0,92	33,5	34,0	A
10	0,95	0,99	35,7	38,0	A
				36,66	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 7

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,98	39,7	42,6	A
2	0,99	0,97	31,3	32,6	A
3	0,84	0,99	35,3	42,4	A
4	0,98	0,96	27,6	29,3	A
5	0,95	0,93	38,5	43,6	A
6	0,99	0,95	41,3	43,9	A
7	0,96	1,02	30,2	30,8	A
8	0,99	0,94	27,6	29,7	A
9	0,94	1,05	15,3	15,5	KD
10	1,07	0,99	37,5	35,4	A
				34,59	

24 SAATSAĞLIKLI KONTROL GRUBU 8

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,02	29,6	29,6	A
2	0,97	1,03	33,5	33,5	A
3	0,94	0,95	31,4	35,2	A
4	0,99	0,94	36,7	39,4	A
5	0,95	0,91	29,4	34,0	A
6	0,93	0,96	28,1	31,5	A
7	0,97	0,89	35,2	40,8	A
8	1,02	0,97	33,9	34,3	A
9	0,88	1,03	19,6	21,6	A
10				#DIV/0!	
				33,32	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 9

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	0,95	31,4	35,5	A
2	0,99	0,97	28,5	29,7	A
3	0,98	0,99	29,9	30,8	A
4	0,97	0,94	35,4	38,8	A
5	1,04	0,93	31,5	32,6	A
6	0,96	0,96	28,5	30,9	A
7	0,93	0,99	36,4	39,5	A
8	0,98	1,03	41,6	41,2	A
9	0,94	0,88	27,4	33,1	A
10	0,98	0,94	27,9	30,3	A
				34,25	

24 SAAT SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 10

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,97	34,9		A
2	0,93	0,94	31,7	36,3	A
3	1,05	0,95	28,4	28,5	A
4	0,94	0,99	27,2	29,2	A
5	0,97	0,97	29,5	31,4	A
6	0,98	0,96	39,9	42,4	A
7	0,96	0,98	34,5	36,7	A
8	0,99	1,04	33,4	32,4	A
9	0,97	0,99	41,6	43,3	A
10					
				35,02	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 1

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,96	41,1	41,6	A
2	0,99	1,05	29,7	28,6	A
3	0,95	0,92	37,4	42,8	A
4	1,02	0,99	31,9	31,6	A
5	0,88	0,99	32,5	37,3	A
6	0,99	0,94	15,9	17,1	KK
7	1,04	0,97	56,1	55,6	A
8	0,99	1,06	48,1	45,8	A
9	0,98	1,01	37,3	37,7	A
10	0,96	0,99	32,7	34,4	A
				37,24	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 2

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	0,94	29,5	32,7	A
2	0,99	0,89	35,6	40,4	A
3	0,95	0,98	33,4	35,9	A
4	1,01	0,99	38,4	38,4	A
5	0,94	0,97	15,7	17,2	A
6	1,1	0,99	46,1	42,3	A
7	0,99	0,95	33,7	35,8	A
8	0,94	0,92	34,3	39,7	A
9	1,01	0,99	36,5	36,5	A
10	0,96	0,93	51,3	57,5	A
				37,6	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 3

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,9	0,96	31,9		A
2	0,99	0,83	43	52,3	A
3	0,91	0,99	42,9	47,6	A
4	0,93	0,94	38,9	44,5	A
5	0,96	1,06	46,5	45,7	A
6	0,82	0,98	37,3	46,4	A
7	0,99	0,94	35,6	38,3	A
8	0,9	0,96	19,5	22,6	A
9	0,87	0,99	38,6	44,8	A
10	0,99	0,95		0,0	
				42,8	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 4

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,99	35,3	39,2	A
2	0,91	0,95	29	33,5	A
3	0,97	0,96	37,6	40,4	A
4	0,93	0,99	35,6	38,7	A
5	0,89	0,98	19,1	21,9	A
6	0,99	0,95	43,6	46,4	A
7	0,97	0,99	39,5	41,1	A
8	0,94	0,91	27,8	32,5	A
9	0,96	0,94	29,3	32,5	A
10	0,92	0,95	33,5	38,3	A
				36,4	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 5

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,92	31,4	36,3	A
2	0,98	0,91	37	41,5	A
3	0,99	0,97	33,5	34,9	A
4	0,91	1,07	28,6	29,4	A
5	0,97	0,94	29,6	32,5	A
6	0,91	0,99	23,5	26,1	A
7	1,01	0,92	47,6	51,2	A
8	1,05	0,9	31,2	33,0	A
9	0,99	0,91	41,4	46,0	A
10	0,93	0,99	33,6	36,5	A
				36,7	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 6

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,99	33,5	34,2	A
2	0,92	0,95	37,6	43,0	A
3	0,99	1,01	31,5	31,5	A
4	0,91	0,98	27,5	30,8	A
5	0,99	0,97	39,7	41,3	A
6	1,07	0,99	35,6	33,6	A
7	0,98	0,96	29,2	31,0	A
8	0,93	0,99	38,5	41,8	A
9	0,99	1,09	23,6	21,9	A
10	0,96	0,92	37,6	42,6	A
				35,2	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 7

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,99	35,8	36,5	A
2	0,89	1,04	33,5	36,2	A
3	0,96	0,91	26,9	30,8	A
4	0,98	0,94	33,9	36,8	A
5	0,99	0,98	38,5	39,7	A
6	0,97	0,94	37,6	41,2	A
7	1,03	0,95	39,4	40,3	A
8	1,05	0,99	33,5	32,2	A
9	0,93	0,96	38,5	43,1	A
10	0,92	0,96	33,4	37,8	A
				37,5	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 8

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	0,98	35,7	39,6	A
2	0,99	0,99	28,5	29,1	A
3	0,98	0,91	43,6	48,9	A
4	1,01	1,12	31,4	27,8	A
5	0,96	0,95	33,6	36,8	A
6	0,97	1,09	37,2	35,2	A
7	0,97	0,93	36,3	40,2	A
8	0,99	0,89	38,2	43,4	A
9	1,1	1,05	16,4	14,2	A
10	1,05	1,08	35,7	31,5	A
				34,7	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 9

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	0,99	25,6	27,8	A
2	0,99	0,92	21,9	24,0	A
3	1,04	0,93	33,7	34,8	A
4	1,01	0,84	31,2	36,8	A
5	0,99	0,99	31,6	32,2	A
6	1,06	0,93	43,6	44,2	A
7	0,93	0,92	36,7	42,9	A
8	0,98	0,91	38,5	43,2	A
9	0,89	0,93	36,4	44,0	A
10	0,99	1,05	33,5	32,2	A
				36,7	

24 SAAT SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 10

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,99	34,2	33,5	A
2	0,97	0,91	33,2	37,6	A
3	0,99	0,93	36,4	39,5	A
4	0,87	1,09	35,7	37,6	A
5	0,89	0,96	22,6	26,5	A
6	1,04	1,1	29,6	25,9	A
7	0,94	0,96	38,1	42,2	A
8	0,97	0,78	18,9	25,0	A
9	1,03	1,05	35,6	32,9	A
10	0,96	0,98	39,8	42,3	A
				34,3	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 1

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,97	39,5	41,1	A
2	0,94	0,95	29,7	33,3	A
3	0,94	1	35,5	37,8	A
4	0,95	0,93	36,1	40,9	A
5	0,99	0,99	25,3	25,8	A
6	0,84	0,96	29,6	36,7	A
7	0,97	0,97	19,9	21,1	A
8	0,93	0,78	21,5	29,6	A
9	0,93	1,01	31,9	34,0	A
10	1,11	0,95	33,8	32,1	A
				33,2	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 2

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,98	25,1	26,4	A
2	0,99	1,01	38,2	38,2	A
3	1,02	0,99	36,5	36,1	A
4	0,99	0,97	32,1	33,4	A
5	1,01	0,98	33,1	33,4	A
6	0,96	1,04	21,8	21,8	A
7	0,99	0,94	29,4	31,6	A
8	0,98	0,96	53,7	57,1	A
9	0,95	0,99	26,7	28,4	A
10	0,99	1,02	25,1	24,9	A
				33,1	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 3

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,99	31,2	31,8	A
2	0,94	0,89	37,5	44,8	A
3	0,95	0,99	28,4	30,2	A
4	0,95	0,94	38,9	43,6	A
5	0,97	0,98	22,6	23,8	A
6	0,99	0,98	19,3	19,9	KK
7	0,94	0,95	25,4	28,4	A
8	0,95	0,99	35,4	37,6	A
9	1,08	0,94	31,3	30,8	A
10	0,99	1,1	29,9	27,5	A
				31,8	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 4

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1	19,6	20,6	A
2	0,99	0,96	29,4	30,9	A
3	0,95	0,98	29,1	31,3	A
4	0,94	1	25,4	27,0	A
5	0,97	0,98	48,4	50,9	A
6	1,06	1,05	35,2	31,6	A
7	1,01	0,86	37,4	43,1	A
8	0,95	0,97	28,5	30,9	A
9	0,95	1	35,5	37,4	A
10	1,03	1,01	32,9	31,6	A
				33,5	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 5

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	1,01	35,1	36,2	A
2	0,95	0,99	38,6	41,0	A
3	0,98	0,96	39,8	42,3	A
4	1,01	1,03	34,5	33,2	A
5	0,96	0,95	38,4	42,1	A
6	1,02	0,98	32,7	32,7	A
7	0,97	0,96	40,4	43,4	A
8	0,95	1,01	35,2	36,7	A
9	0,96	0,95	40,5	44,4	A
10	0,96	1,01	24,8	25,6	A
				37,8	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 6

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,94	35,5	38,1	A
2	0,96	0,94	29,9	33,1	A
3	1,03	0,91	38,6	41,2	A
4	0,94	0,99	38,9	41,8	A
5	0,87	0,99	29,1	33,8	A
6	0,91	0,94	19,3	22,6	A
7	0,96	1,04	40,9	41,0	A
8	0,99	1,03	35,1	34,4	A
9	0,94	0,91	37,5	43,8	A
10	0,91	0,99	34,2	38,0	A
				36,8	

24 SAAT SAĞ 25 SAAT SAĞ 26 SAAT SAĞ 27 SAAT SAĞ 28 SAAT SAĞ 29 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 G

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,99	45,3	48,7	A
2	1,01	0,99	31,7	31,7	A
3	0,99	1,03	34,9	34,2	A
4	0,96	0,94	31,2	34,6	A
5	0,93	0,99	28,1	30,5	A
6	1,01	1,01	27,3	26,8	A
7	0,94	0,99	33,9	36,4	A
8	1,01	1,02	38,7	37,6	A
9	1,09	0,94	39,6	38,6	A
10	0,97	0,99	35,9	37,4	A
				35,5	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 1

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,91	33,5	37,2	A
2	0,96	0,96	28,6	31,0	A
3	0,98	0,99	24,9	25,7	A
4	0,96	0,96	38,5	41,8	A
5	0,93	0,99	28,6	31,1	A
6	0,99	0,93	29,6	32,1	A
7	0,96	1,07	35,4	34,5	A
8	0,99	0,96	33,6	35,4	A
9	0,99	1,09	35,4	32,8	A
10	0,99	1,01	35,1	35,1	A
				33,7	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 8

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,99	38,1	38,9	A
2	0,95	0,99	33,7	35,8	A
3	1,01	0,99	34,9	34,9	A
4	1,02	0,95	31,5	32,5	A
5	0,99	1,02	33,8	33,5	A
6	0,99	0,95	32,5	34,6	A
7	0,95	0,99	39,8	42,3	A
8	1,02	0,95	35,4	36,5	A
9	0,94	0,99	35,1	37,7	A
10	0,99	0,95	32,5	34,6	A
				36,1	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 9

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,96	31,1	34,7	A
2	0,99	0,97	34,3	35,1	A
3	0,99	0,95	41,5	34,9	A
4	0,99	0,92	29,1	38,5	A
5	0,99	0,99	32,1	33,7	A
6	0,95	1	28,7	40,5	A
7	0,99	1,03	30,6	38,4	A
8	1,03	0,99	28,4	37,7	A
9	0,99	0,99	23,4	30,6	A
10	1,09	0,98	29,7	27,8	
				36,0	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 1

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,92	28,4	31,8	A
2	0,92	0,94	46,4	53,7	A
3	0,99	0,91	35,8	39,7	A
4	0,92	0,88	37,7	46,6	A
5	0,95	0,95	39,4	43,7	A
6	0,96	0,91	28,8	33,0	A
7	0,99	0,93	27,5	29,9	A
8	0,93	1,02	28,3	29,8	A
9	0,91	0,99	31,7	35,2	A
10	0,95	0,95	29,5	32,7	A
				37,6	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 2

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,95	38,4	43,0	A
2	0,95	0,94	33,5	37,5	A
3	0,95	0,94	38,9	43,6	A
4	1	0,95	40,5	42,6	A
5	0,94	0,95	28,9	32,4	A
6	1	0,94	35,6	37,9	A
7	0,99	0,93	46,7	50,7	A
8	0,95	0,96	39,7	43,5	A
9	0,91	0,94	31,4	36,7	A
10	0,95	0,94	45,2	50,6	A
				41,9	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 3

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,99	29,9	32,1	A
2	1,04	0,94	39,5	40,4	A
3	0,99	0,93	35,7	38,8	A
4	0,84	0,94	39,4	49,9	A
5	1,01	0,99	31,5	31,5	A
6	0,96	1,04	38,3	38,4	A
7	0,94	0,96	37,3	41,3	A
8	0,99	0,99	35,9	36,6	A
9	0,92	0,94	22,7	26,2	A
10	0,94	0,99	34	36,5	A
				37,2	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 4

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,92	37,1	42,4	A
2	0,99	0,94	38,5	41,4	A
3	0,93	0,95	35,4	40,1	A
4	0,89	0,91	32,4	40,0	A
5	0,95	0,99	29,5	31,4	A
6	0,86	0,97	37,1	44,5	A
7	1,07	0,95	45,6	44,9	A
8	0,88	0,93	41,4	50,6	A
9	0,95	0,95	42,5	47,1	A
10	0,99	0,91	37,9	42,1	A
				42,4	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 5

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,97	39,7	41,8	A
2	0,95	0,95	37	41,0	A
3	0,97	0,98	49,1	51,7	A
4	0,94	0,98	38,4	41,7	A
5	1,01	0,97	39,5	40,3	A
6	0,98	0,95	34,3	36,8	A
7	0,97	1,09	39,5	37,4	A
8	0,97	0,98	44,7	47,0	A
9	0,98	1	31,5	32,1	A
10	1	0,96	37,1	38,6	A
				40,8	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 6

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,94	39,1	42,0	A
2	0,99	1,07	38,5	36,3	A
3	0,94	0,99	36,1	38,8	A
4	0,95	0,98	30,5	32,8	A
5	0,99	1,01	33,7	33,7	A
6	0,97	0,94	33,1	36,3	A
7	1,04	0,99	38,6	37,5	A
8	0,94	1,01	31,5	33,2	A
9	0,99	0,96	49,7	52,3	A
10	1,1	1,03	55,6	49,1	A
				39,2	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 7

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	0,99	35,1	36,9	A
2	0,99	1,04	39,7	38,6	A
3	0,99	0,91	35,8	39,7	A
4	1,01	0,96	45,3	46,7	A
5	0,96	0,99	37,4	39,4	A
6	1,01	0,98	38,6	39,0	A
7	0,98	0,91	38,9	43,6	A
8	0,96	0,96	28,6	31,0	A
9	0,99	1,01	35,1	35,1	A
10	0,96	0,94	37,4	41,4	A
				39,1	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 8

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,92	37,7	41,4	A
2	0,92	0,92	35,6	42,1	A
3	0,99	0,99	39,1	39,9	A
4	0,99	0,99	23,9	24,4	A
5	0,88	0,99	40,8	46,8	A
6	0,98	0,92	35,4	39,3	A
7	0,92	0,96	38,1	43,1	A
8	0,97	0,99	40,5	42,2	A
9	0,92	0,99	28,6	31,4	A
10	0,98	0,96	32,5	34,5	A
				38,5	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 9

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,98	26,8	27,6	A
2	0,88	0,97	37,5	43,9	A
3	1	1,01	28,6	28,3	A
4	0,99	0,88	37,3	42,8	A
5	0,99	1,05	45,9	44,2	A
6	0,99	0,94	29,8	32,0	A
7	0,96	0,98	37,8	40,2	A
8	0,88	0,97	39,2	45,9	A
9	0,98	1,01	47,1	47,6	A
10	0,98	0,99	48,6	50,1	A
				40,3	

24 SAAT SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 10

KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,99	39,5	41,1	A
2	0,98	1	25,7	26,2	A
3	1,01	1,02	36,5	35,4	A
4	1,02	0,98	41,2	41,2	A
5	1	1,01	39,5	39,1	A
6	1,01	1	32,6	32,3	A
7	0,98	0,99	42,4	43,7	A
8	0,98	0,99	26,5	27,3	A
9	1	0,98	34,7	35,4	A
10	0,98	1,01	37,9	38,3	A
				36,0	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	0,99	30,4	33,3772508	A
2	1	0,97	28,4	29,2783505	A
3	0,93	1,08	28,2	28,0764636	A
4	0,99	0,98	28,8	29,6846011	A
5	0,97	0,92	33,1	37,0909906	A
6	1,03	1,01	15,3	14,707296	A
7	0,97	0,99	24,3	25,3045923	A
8	0,94	0,92	28,4	32,839963	A
9	0,98	0,91	26,5	29,7151828	A
10	0,88	0,99	26,1	29,9586777	A
				29,0033368	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	1,02	30,6	29,1262136	A
2	0,94	0,98	26,3	28,5497178	A
3	0,99	0,91	28,8	31,968032	A
4	0,97	1,02	28,4	28,7042652	A
5	0,92	0,94	49,4	57,1230342	A
6	0,98	0,92	26,1	28,9485359	A
7	0,97	1,06	26,5	25,7731959	A
8	0,93	1,01	30,4	32,3645268	A
9	0,99	1,05	28,4	27,3208273	A
10	0,97	0,98	31,5	33,1369661	A
				32,3015315	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,97	29,6	32,4632595	A
2	0,97	0,94	28,4	31,1471814	A
3	0,98	1,01	26,1	26,3689634	A
4	0,97	0,94	28,2	30,9278351	A
5	0,97	0,95	28,4	30,8193163	A
6	0,94	0,99	30,4	32,6670965	A
7	0,94	1,02	29,6	30,8719232	A
8	0,97	0,97	24,3	25,8263365	A
9	0,99	0,98	28,4	29,272315	A
10	0,99	1,05	37,6	36,1712362	A
				30,6535463	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,98	24,4	28,3742913	A
2	0,94	0,97	28,2	27,1290486	A
3	1,03	0,93	24,2	28,9035846	A
4	0,92	0,94	25,4	29,4177264	A
5	1,02	0,97	28,4	28,9288355	A
6	0,98	0,95	28,8	28,8165001	A
7	0,97	0,93	29,6	28,6533319	A
8	0,92	1,02	28,2	28,6033312	A
9	1,01	0,97	28,4	28,6033312	A
10	0,99	1,06	31,5	28,6033312	A
				28,6033312	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	1,02	28,1	33,8526597	A
2	1,02	0,97	28,2	30,5283205	A
3	0,97	0,99	30,4	30,754004	A
4	1	0,94	28,8	31,465548	A
5	0,95	0,99	28,4	31,3371224	A
6	0,97	0,93	24,2	31,9108789	A
7	1,01	0,98	26,1	31,7357235	A
8	1,03	0,94	24,3	31,6548938	A
9	0,94	0,98	28,4	31,6548938	A
10	1,02	0,97	24,7	31,6548938	A
				31,6548938	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	1,03	24,2	30,8973957	A
2	1,03	1,02	25,4	30,9085499	A
3	0,99	0,97	28,4	30,657329	A
4	0,97	0,94	28,8	30,6266727	A
5	1,05	0,94	34,9	31,312435	A
6	0,98	1,06	30,4	31,6038807	A
7	0,94	0,99	33,1	30,9514013	A
8	0,95	0,98	31,5	30,993952	A
9	0,99	0,97	28,4	30,993952	A
10	1,03	1,05	24,4	30,993952	A
				30,993952	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,97	27,6	28,6874275	A
2	1,03	1	33,1	28,6529406	A
3	0,99	0,99	24,4	28,629575	A
4	0,92	1,03	28,8	28,6261811	A
5	0,97	0,98	26,1	28,6294454	A
6	0,97	0,93	27,6	28,633176	A
7	0,95	1,02	28,4	28,6374395	A
8	1,06	0,92	25,4	28,6423122	A
9	0,93	0,99	26,5	28,6423122	A
10	1,02	0,97	28,1	28,6423122	A
				28,6423122	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,94	25,4	31,6576143	A
2	0,99	1,03	26,5	31,7033989	A
3	0,99	1,05	33,1	31,6737589	A
4	0,98	0,92	28,8	31,6649068	A
5	0,97	1,06	19,6	31,6663372	A
6	1	0,97	28,4	31,667972	A
7	0,97	1,03	31,5	31,6698403	A
8	1,03	0,98	26,3	31,6719755	A
9	0,99	1,03	26,5	31,6719755	A
10	0,97	1,03	24,2	31,6719755	A
				31,6719755	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	1,03	26,5	31,1205036	A
2		1,05	26,3	31,0930848	A
3	0,93	0,99	24,4	31,020114	A
4	0,99	1,03	24,3	31,0299301	A
5	0,94	0,97	27,6	31,0350698	A
6	0,92	1,06	29,6	31,0409438	A
7	0,97	1,03	22,4	31,0476569	A
8	0,98	0,99	28,4	31,055329	A
9	1,03	0,98	25,4	31,055329	A
10	1,03	0,93	24,4	31,055329	A
				31,055329	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,05	0,99	26,3	28,6384728	A
2	0,93	0,98	24,3	28,6397624	A
3	1,01	0,97	26,1	28,6407033	A
4	0,94	0,92	28,2	28,6411696	A
5	0,99	0,94	33,1	28,6410064	A
6	0,99	0,95	28,8	28,6408198	A
7	0,93	0,98	28,4	28,6406066	A
8	1	0,92	28,2	28,640363	A
9	0,92	0,94	28,4	28,640363	A
10	1,06	1,01	25,4	28,640363	A
				28,640363	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,88	30,6	28,6404117	A
2	0,95	0,94	28,4	28,6403727	A
3	0,99	0,94	31,6	28,6403747	A
4	0,96	1,01	29,4	28,640377	A
5	0,92	0,97	28,4	28,6403798	A
6	0,94	0,95	37,5	28,6403832	A
7	0,97	0,92	31,6	28,6403832	A
8	0,91	1,03	31,9	28,6403832	A
9	0,93	0,94	28,4	28,6403832	A
10				28,6403832	A
				28,6403832	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,98	32,4	33,3951763	A
2	0,96	0,99	27,1	28,5143098	A
3	0,92	0,93	28,1	32,8424497	A
4	0,96	0,94	28,4	31,4716312	A
5	0,94	0,98	39,5	42,8788537	A
6	0,97	0,93	31,9	35,3619333	A
7	0,91	0,92	31,6	37,7448638	A
8	0,99	0,96	25,2	26,5151515	A
9	0,98	0,94	29,4	31,9148936	A
10	0,95	0,97	34,1	37,0048833	A
				33,7644146	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,96	23,6	25,085034	A
2	1,03	1,01	31,8	30,5681054	A
3	0,94	0,97	27,1	29,7214301	A
4	0,99	1,03	31,9	31,2837109	A
5	0,92	0,92	31,6	37,3345936	A
6	0,95	0,99	28,4	30,1967039	A
7	0,97	0,98	33,6	35,3460972	A
8	1,01	0,94	29,1	30,6509374	A
9	0,95	0,92	32,4	37,0709382	A
10	0,94	0,91	29,4	34,3698854	A
				32,1627436	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,96	33,2	33,5760518	A
2	0,98	0,92	31,8	35,27063	A
3	1,09	0,99	46,2	42,8134557	A
4	0,98	0,97	33,6	35,3460972	A
5	0,94	0,94	28,4	32,1412404	A
6	0,92	0,96	28,4	32,1557971	A
7	0,96	0,95	29,1	31,9078947	A
8	0,94	1,03	33,6	34,7035736	A
9	1	0,93	33,1	35,5913978	A
10	0,99	0,94	31,9	34,2789598	A
				34,7785098	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1.Jan	1,09	34,8		A
2	0,98	0,99	45,1		A
3	0,92	0,94	31,6		A
4	0,99	0,95	33,2		A
5	1,01	1,03	19,6		A
6	0,93	0,94	28,4		A
7	1,03	0,98	29,1		A
8	0,97	0,81	37,5		A
9	0,96	0,92	33,2		A
10	0,98	0,99	33,6		A

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,96	23,9	25,4039116	A
2	0,99	1,02	31,6	31,2933254	A
3	0,98	1,09	28,4	26,5867815	A
4	1,03	0,96	29,7	30,0364078	A
5	0,92	0,98	31,9	35,3815439	A
6	0,94	0,97	17,3	18,9734591	A
7	0,98	1,05	28,4	27,5996113	A
8	0,93	0,92	33,2	38,8031791	A
9	0,99	1,07	33,2	31,3414519	A
10	0,97	0,98	29,7	31,2434252	A
				29,6663097	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,94	32,2	34,6013325	A
2	0,99	1,09	27,1	25,1135205	A
3	0,93	0,96	32,4	36,2903226	A
4	0,91	0,97	31,6	35,7992523	A
5	0,95	0,92	28,1	32,1510297	A
6	0,94	0,94	31,8	35,9891354	A
7	1,03	0,97	31,9	31,9287359	A
8	0,92	0,99	30,3	33,2674572	A
9	0,99	0,91	29,4	32,6340326	A
10	0,98	0,96	33,2	35,2891156	A
				33,3063934	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	0,98	26,7	28,380102	A
2	0,98	1,09	32,4	30,3313986	A
3	0,99	0,95	26,1	27,7511962	A
4	0,93	0,98	27,1	29,7344744	A
5	0,98	0,94	29,4	31,9148936	A
6	0,96	0,92	24,9	28,1929348	A
7	0,93	1,03	37,5	39,1481365	A
8	0,94	0,97	33,6	36,8501864	A
9	0,99	0,91	20,8	23,0880231	A
10	0,98	0,95	31,6	33,9419979	A
				30,9333344	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,1	0,94	31,6	30,5609284	A
2	0,98	0,95	21,6	23,2008593	A
3	0,98	1,06	33,2	31,9599538	A
4	0,98	0,99	28,1	28,9631004	A
5	0,95	0,94	28,4	31,8029115	A
6	0,99	0,93	27,1	29,4341262	A
7	0,91	0,97	37,5	42,4832899	A
8	0,99	1,02	33,2	32,8777976	A
9	0,93	0,99	29,4	31,9322255	A
10				#DIV/0!	A
				#DIV/0!	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,01	1	33,2	32,8712871	A
2	0,98	0,98	28,1	29,2586422	A
3	0,95	0,94	28,4	31,8029115	A
4	0,95	0,97	29,1	31,5789474	A
5	0,98	0,99	37,5	38,6518244	A
6	0,99	0,91	31,6	35,0760351	A
7	0,98	0,98	32,4	33,7359434	A
8	0,93	0,93	31,9	36,8828766	A
9	0,94	0,97	29,4	32,2439131	A
10	0,99	1	33,6	33,9393939	A
				33,6041775	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,94	28,5	30,9379071	A
2	0,93	1,02	25,3	26,6708834	A
3	0,96	0,94	34,8	38,5638298	A
4	1	1,02	26,1	25,5882353	A
5	0,93	0,95	24,6	27,8438031	A
6	1,02	0,93	30,9	32,5743201	A
7	0,96	0,94	23,9	26,4849291	A
8	0,94	0,93	35,5	40,6085564	A
9	0,88	0,96	29,8	35,2746212	A
10	0,94	1,02	30,8	32,1234877	A
				31,6670573	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	0,91	38,6	41,5858651	A
2	0,94	0,98	35,5	38,5366913	A
3	0,88	1,02	29,8	33,1996435	A
4	0,98	0,99	27,4	28,2415997	A
5	0,94	0,97	36,2	39,701689	A
6	0,95	0,96	23,6	25,877193	A
7	0,96	0,94	35,5	39,339539	A
8	1,02	0,91	26,1	28,1189399	A
9	0,98	0,98	55,3	57,5801749	A
10	0,88	0,94	34,8	42,0696325	A
				37,4250968	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	0,98	30,9	30,9123649	A
2	0,98	0,91	25,3	28,3695896	A
3	0,94	0,96	21,9	24,268617	A
4	1,02	0,95	47,2	48,7100103	A
5	0,96	0,94	28,5	31,5824468	A
6	0,99	0,99	32,8	33,4659729	A
7	0,97	0,98	35,1	36,924048	A
8	0,98	0,88	19,8	22,9591837	A
9	0,94	0,94	26,1	29,5382526	A
10	1	1,02	30,9	30,2941176	A
				31,7024603	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,06	1,05	26,1	23,4501348	A
2	0,99	0,91	27,3	30,3030303	A
3	0,99	1	23,8	24,040404	A
4	0,94	1,02	21,5	22,4238632	A
5	1,06	0,94	29,6	29,706945	A
6	1,02	0,96	27,4	27,9820261	A
7	0,93	0,99	26,1	28,3479961	A
8	0,94	0,94	35,5	40,1765505	A
9	0,88	1,02	35,5	39,5499109	A
10	0,99	0,91	27,6	30,6360306	A
				29,6616891	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	1,05	31,7	32,4628776	A
2	0,94	1,02	35,6	37,1297455	A
3	0,88	0,99	28,5	32,7134986	A
4	1,02	1,06	35,6	32,9263781	A
5	0,94	0,93	30,9	35,3466026	A
6	0,99	1,05	31,3	30,1106301	A
7	0,83	0,97	29,8	37,0140355	A
8	0,93	0,88	36,1	44,1104594	A
9	0,91	1,02	34,9	37,5996552	A
10	1	0,94	35,5	37,7659574	A
				35,717984	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,88	33,6	41,958042	A
2	0,94	0,93	31,7	36,261725	A
3	0,96	0,94	27,4	30,3634752	A
4	0,99	0,98	26,5	27,3139559	A
5	0,98	0,97	30,9	32,5057858	A
6	0,93	0,93	34,5	39,8890045	A
7	0,94	0,99	26,1	28,0464217	A
8	1	0,88	29,8	33,8636364	A
9	0,99	0,98	40,9	42,1562564	A
10	0,93	0,96	35,5	39,7625448	A
				35,2120848	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,02	18,6	18,607443	A
2	1,05	0,99	30,9	29,7258297	A
3	0,98	0,93	27,1	29,7344744	A
4	1,02	0,96	38,5	39,3178105	A
5	0,93	0,98	28,5	31,2705727	A
6	1,06	0,88	31,2	33,4476844	A
7	0,99	0,94	31,7	34,0640447	A
8	0,93	0,91	33,6	39,7022333	A
9	0,96	0,99	30,9	32,5126263	A
10	0,88	0,96	35,5	42,0217803	A
				33,0404499	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,05	0,99	30,3	29,1486291	A
2	0,96	1,02	38,6	39,4199346	A
3	1	0,94	33,6	35,7446809	A
4	0,99	0,96	27,4	28,8299663	A
5	1,02	0,93	30,1	31,730972	A
6	0,98	0,98	28,5	29,6751354	A
7	0,93	1,02	29,4	30,9930424	A
8	0,94	0,99	38,5	41,3711584	A
9	0,98	0,91	36,2	40,592061	A
10				#DIV/0!	A
				29,14	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	1,06	27,1	25,0647429	A
2	0,94	0,98	21,2	23,0134607	A
3	0,93	0,91	30,9	36,5118752	A
4	0,98	0,96	38,5	40,922619	A
5	1	1,02	35,5	34,8039216	A
6	0,96	0,93	33,2	37,1863799	A
7	0,98	0,98	34,8	36,2349021	A
8	0,98	0,99	29,8	30,7153164	A
9	1,06	0,97	36,1	35,1099008	A
10	0,93	1,06	32,8	33,2724691	A
				33,2835588	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,06	0,93	29,6	30,0263745	A
2	0,97	0,88	32,8	38,425492	A
3	0,99	0,93	26,1	28,3479961	A
4	0,94	0,96	29,8	33,0230496	A
30,4	0,98	1,01	36,2	36,5730451	A
6	0,94	0,99	35,5	38,1474318	A
7	0,93	1,06	28,5	28,9105295	A
8	0,96	0,96	27,4	29,7309028	A
9	1,03	0,98	34,8	34,4759263	A
10	0,99	0,94	30,9	33,2043843	A
				33,0865132	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	0,98	39,4	41,8792517	A
2	0,97	0,93	35,3	39,1309167	A
3	0,94	0,96	35,1	38,8962766	A
4	0,98	0,99	30,4	31,3337456	A
5	0,95	0,99	45,6	48,4848485	A
6	0,93	0,94	35,1	40,1509952	A
7	0,99	0,98	29,8	30,7153164	A
8	0,98	1,03	41,6	41,2126015	A
9	0,95	0,98	26,1	28,0343716	A
10	0,96	0,98	30,4	32,3129252	A
				37,2151249	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	1,03	36,2	37,7910011	A
2	0,94	0,98	35,3	38,3195832	A
3	0,99	0,98	36,3	37,414966	A
4	0,95	0,93	37,8	42,7843803	A
5	0,96	0,99	19,6	20,6228956	A
6	0,98	0,95	28,7	30,8270677	A
7	0,99	0,88	35,3	40,5188246	A
8	0,98	0,93	32,1	35,2205398	A
9	0,93	0,99	34,6	37,5801021	A
10	0,96	0,95	51,3	56,25	A
				37,732936	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,95	32,4	35,1600651	A
2	0,94	0,93	34,9	39,9222146	A
3	0,98	0,99	35,3	36,3842507	A
4	0,93	0,95	28,5	32,2580645	A
5	0,96	0,93	26,1	29,233871	A
6	0,88	0,98	35,1	40,7003711	A
7	0,99	0,96	27,1	28,5143098	A
8	0,96	0,94	29,8	33,0230496	A
9	0,98	0,99	31,4	32,3644609	A
10	0,98	0,97	30,4	31,9798022	A
				33,9540459	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,09	1,03	28,3	25,2070901	A
2	0,95	0,99	23,5	24,9867092	A
3	0,99	1,07	19,9	18,7859907	A
4	1,07	0,96	37,8	36,7990654	A
5	0,97	0,98	36,2	38,0812119	A
6	0,96	0,95	39,8	43,6403509	A
7	1,03	0,96	36,3	36,711165	A
8	0,98	0,97	35,1	36,924048	A
9	0,95	0,99	28,5	30,3030303	A
10	0,96	1,09	38,5	36,7928135	A
				32,8231475	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	1,03	29,5	31,473381	A
2	0,99	0,97	20,6	21,4516297	A
3	0,96	0,91	27,1	31,0210623	A
4	0,98	0,99	37,8	38,961039	A
5	0,96	1,09	30,4	29,0519878	A
6	0,95	0,98	28,4	30,5048335	A
7	0,99	0,96	29,8	31,3552189	A
8	0,99	0,99	45,6	46,5258647	A
9	1,03	0,97	35,1	35,1316185	A
10				#DIV/0!	A
				32,8307372	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,95	38,6	44,6500868	A
2	0,97	0,99	45,6	47,4851609	A
3	0,95	1,03	37,7	38,5283597	A
4	0,99	0,97	30,9	32,1774445	A
5	1,03	0,91	32,1	34,2473061	A
6	0,95	0,95	41,6	46,0941828	A
7	1,07	0,98	36,2	34,5222201	A
8	0,94	0,95	36	40,3135498	A
9	0,98	0,99	34,2	35,2504638	A
10	1,03	0,97	27,3	27,3245921	A
				38,0593367	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,95	34,7	38,8577828	A
2	0,96	0,95	35,3	38,7061404	A
3	0,98	0,99	30,9	31,8491033	A
4	1,03	0,91	33,5	35,7409581	A
5	0,95	0,97	41,6	45,1437873	A
6	1,03	0,99	29,5	28,9300775	A
7	0,97	1,07	29,8	28,7118219	A
8	0,99	0,98	23,4	24,1187384	A
9	1,05	0,97	29,5	28,964163	A
10	0,98	1,03	28,7	28,4327323	A
				32,9455305	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,03	26,5	26,2532197	A
2	0,99	0,94	38,1	40,9413282	A
3	0,91	0,99	35,1	38,961039	A
4	0,97	1,07	30,4	29,2899123	A
5	0,99	0,95	23,9	25,4120149	A
6	0,95	0,99	30,9	32,8548644	A
7	1,03	0,95	18,2	18,5998978	kk
8	0,99	0,96	35,3	37,1422559	A
9	1,07	1,03	41,6	37,746121	A
10	1,03	0,95	32,7	33,4184977	A
				32,0619151	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,07	1,03	25,8	23,4098539	A
2	0,95	1,05	30,4	30,4761905	A
3	0,99	1,07	28,4	26,8101577	A
4	0,95	0,99	30,9	32,8548644	A
5	0,97	0,96	37,8	40,5927835	A
6	0,97	0,95	26,3	28,5404232	A
7	0,96	1,03	35,3	35,6998382	A
8	0,94	0,97	31,4	34,4373766	A
9	0,99	0,99	45,6	46,5258647	A
10				#DIV/0!	A
				33,260817	

24 SAAT ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,95	34,6	40,0231348	A
2	0,99	0,97	30,4	31,6567739	A
3	1,07	0,99	37,8	35,6839422	A
4	0,97	1,03	38,5	38,5346812	A
5	1,03	0,95	35,3	36,075626	A
6	0,99	0,97	38,5	40,091638	A
7	0,97	0,94	33,9	37,179206	A
8	0,99	0,99	35,1	35,8126722	A
9	0,96	1,03	29,8	30,1375405	A
10	0,95	0,97	31,2	33,8578405	A
				35,9053055	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 1					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,01	18,3	18,5	KD
2	0,95	0,93	29,3	33,2	A
3	1,03	1,06	25,4	23,3	A
4	0,96	0,98	19,3	20,5	KD
5	1,05	1,01	17,3	16,3	A
6	0,89	0,99	22,9	26,0	A
7	1,03	0,95	22,8	23,3	A
8	0,99	0,91	21,7	24,1	A
9	1,01	0,95	24,3	25,3	A
10					
				23,4	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 2					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1	0,95	28,6	30,1	A
2	1,04	0,98	33,8	33,2	A
3	1,01	1,04	36,5	34,7	A
4	0,97	0,98	32,3	34,0	A
5	0,91	0,96	30,5	34,9	A
6	0,98	0,99	33,9	34,9	A
7	1,01	0,93	31,2	33,2	A
8	1,01	1,07	35,7	33,0	A
9	0,98	0,97	31,1	32,7	A
10	0,99	0,93	27,8	30,2	A
				33,1	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 3					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,95	31,1	31,8	A
2	0,89	0,93	19,8	23,9	A
3	1,06	0,93	26,5	26,9	A
4	0,88	0,91	15,9	19,9	A
5	0,96	0,97	29,1	31,3	A
6	0,93	0,97	34,1	37,8	A
7	1,06	0,97	31,5	30,6	A
8	1,02	0,93	32,7	34,5	A
9	1,04	0,97	19,8	19,6	KD
10				#DIV/0!	
				28,5	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 4					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1,04	30,6	31,0	A
2	1,08	0,97	32,1	30,6	A
3	0,99	1,01	31,4	31,4	A
4	0,98	0,99	35,4	36,5	A
5	0,89	0,97	28,9	33,5	A
6	1,02	1,08	29,5	26,8	A
7	0,94	1,01	31,7	33,4	A
8	0,94	1,06	39,2	39,3	A
9	1,02	1,01	30,8	29,9	A
10	0,9	0,97	33,9	38,8	A
				33,1	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 5					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	1,02	35,6	36,4	A
2	1,02	1,05	30,2	28,2	A
3	1,03	1,01	26,7	25,7	A
4	1,11	0,97	29,8	27,7	A
5	0,94	0,96	33,1	36,7	A
6	0,97	1,02	31,9	32,2	A
7	0,98	1	26,9	27,4	A
8	1,01	1,12	38,7	34,2	A
9	0,96	0,98	31,3	33,3	A
10	0,92	1,02	33,6	35,8	A
				31,8	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 6					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1,03	30,1	29,8	A
2	0,94	1,1	28,3	27,4	A
3	0,97	0,93	29,4	32,6	A
4	0,98	0,96	27,9	29,7	A
5	1,01	1,04	33,5	31,9	A
6	0,93	0,99	31,4	34,1	A
7	0,91	0,89	28,6	35,3	A
8	0,96	0,92	21,5	24,3	A
9	0,99	1,01	30,7	30,7	A
10	0,95	0,96	27,3	29,9	A
				30,6	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 7					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,99	29,7	31,6	A
2	1,01	0,97	32,3	33,0	A
3	0,96	0,99	34,7	36,5	A
4	1,01	0,99	29,8	29,8	A
5	1,07	0,93	28,5	28,6	A
6	0,99	0,94	23,9	25,7	A
7	1,1	0,97	30,2	28,3	A
8	0,94	0,99	29,8	32,0	A
9	0,89	0,95	21,5	25,4	KD
10	1,04	0,99	31,6	30,7	A
				30,2	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 8					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1,02	28,1	29,0	A
2	0,97	1,1	29,6	27,7	A
3	0,99	0,96	28,9	30,4	A
4	0,99	0,93	30,5	33,1	A
5	0,93	0,91	26,4	31,2	A
6	0,91	0,98	28,3	31,7	A
7	0,93	0,99	29,1	31,6	A
8	1,02	0,91	32,5	35,0	A
9	0,89	1,01	27,8	30,9	A
10				#DIV/0!	
				31,2	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 9					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,94	31,4	33,7	A
2	1,03	0,97	29,8	29,8	A
3	0,98	1,02	28,6	28,6	A
4	0,91	0,99	25,6	28,4	A
5	1,01	0,93	29,3	31,2	A
6	0,96	0,97	28,5	30,6	A
7	0,94	1,07	33,5	33,3	A
8	1,02	0,94	29,8	31,1	A
9	0,99	0,96	27,4	28,8	A
10	0,98	0,93	19,6	21,5	A
				29,7	

6 AY SAĞLIKLI KONTROL GRUBU 10					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,96	27,3	31,3	A
2	0,96	0,99	30,2	31,8	A
3	1,01	0,94	28,4	29,9	A
4	0,93	0,91	21,3	25,2	A
5	0,99	0,92	26,8	29,4	A
6	0,98	0,95	29,2	31,4	A
7	0,93	0,99	25,8	28,0	A
8	1,02	0,95	33,4	34,5	A
9	0,97	1,09	31,6	29,9	A
10					
				30,1	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 1					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,96	41,1	41,6	A
2	1,1	1,05	25,9	22,4	A
3	1,1	1,02	37,4	33,3	A
4	1,02	0,99	28,9	28,6	A
5	1,01	0,89	32,5	36,2	A
6	1,15	0,94	15,9	14,7	KK
7	1,05	0,94	56,1	56,8	A
8	1,08	1,12	48,1	39,8	A
9	1,05	1,08	37,3	32,9	A
10	0,99	1,07	32,7	30,9	A
				33,7	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 2					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,96	0,94	27,1	50,2	A
2	1,06	0,99	37,1	35,4	A
3	1,02	0,97	43,1	43,6	A
4	1,01	0,99	28,4	28,4	A
5	1,01	0,97	19,8	20,2	A
6	1,1	0,92	36,1	35,7	A
7	1,01	1,07	31,1	28,8	A
8	1,02	0,94	34,3	35,8	A
9	1,01	1	38,1	37,7	A
10	0,96	1,02	34,6	35,3	A
				35,1	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 3					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,9	0,91	41,1	50,2	A
2	0,91	0,9	33,2	40,5	A
3	0,91	1,13	50,1	48,7	A
4	0,92	0,94	29,3	33,9	A
5	0,92	1,13	48,1	46,3	A
6	0,82	0,96	36,1	45,9	A
7	0,91	0,94	34,1	39,9	A
8	0,93	0,96	22,9	25,6	A
9	0,95	0,91	35,1	40,6	A
10				#DIV/0!	
				41,3	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 4					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,94	30,1	34,3	A
2	0,91	0,95	19,5	22,6	A
3	0,97	0,89	38,1	44,1	A
4	0,94	0,91	34,4	40,2	A
5	0,89	0,92	18,9	23,1	A
6	0,9	0,98	37,4	42,4	A
7	0,94	0,99	29,4	31,6	A
8	0,93	0,92	27,8	32,5	A
9	0,97	0,94	29,3	32,1	A
10	0,92	0,95	21,8	24,9	A
				32,8	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 5					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,92	29,7	34,3	A
2	0,98	0,96	27,3	29,0	A
3	1,02	0,97	31,1	31,4	A
4	0,91	1,07	28,2	29,0	A
5	0,97	0,94	29,6	32,5	A
6	0,99	1,06	32,1	30,6	A
7	1,01	0,92	36,1	38,9	A
8	1,05	0,9	31,7	33,5	A
9	1,07	1,11	41,4	34,9	A
10	0,93	0,99	32,5	35,3	A
				32,9	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 6					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,89	0,93	26,9	32,5	A
2	0,92	0,95	31,4	35,9	A
3	1,03	1,01	34,8	33,5	A
4	0,93	0,96	27,5	30,8	A
5	0,99	0,97	29,1	30,3	A
6	1,07	0,94	34,3	34,1	A
7	0,98	0,96	29,2	31,0	A
8	0,93	0,99	28	30,4	A
9	0,97	1,09	26,7	25,3	A
10	0,96	0,92	32,7	37,0	A
				32,1	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 7					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,93	31,2	33,9	A
2	0,89	1,04	33,5	36,2	A
3	0,98	0,96	29,3	31,1	A
4	0,94	1,07	33,9	33,7	A
5	0,99	1,06	37,9	36,1	A
6	0,97	1,05	36,2	35,5	A
7	1,13	1,09	39,4	32,0	A
8	0,95	0,99	32,3	34,3	A
9	0,93	1,02	31,1	32,8	A
10	0,97	0,96	31,4	33,7	A
				33,9	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 8					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	1,07	35,7	36,3	A
2	0,96	0,94	29,1	32,2	A
3	0,98	1,07	43,6	41,6	A
4	1,01	1,12	30,6	27,1	A
5	0,92	1	33,6	36,5	A
6	0,97	1,09	37,2	35,2	A
7	1,13	0,99	38,2	34,1	A
8	0,97	0,9	35,8	41,0	A
9	1,1	0,96	25,6	24,2	A
10	1,05	1,08	32,9	29,0	A
				33,7	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 9					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	0,99	20,2	21,9	A
2	0,88	1,05	23,6	25,5	A
3	1,1	0,94	33,1	32,0	A
4	1,01	0,84	26,1	30,8	A
5	1,02	0,95	35,8	36,9	A
6	1,06	1,11	43,6	37,1	A
7	1,03	0,92	36,7	38,7	A
8	0,86	0,99	28,5	33,5	A
9	1,06	1,02	36,4	33,7	A
10				#DIV/0!	
				32,2	

6 AY SAĞLIKLI KLORHEKSİDİN GRUBU 10					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,03	0,99	34,2	33,5	A
2	1,07	1,01	31,5	29,1	A
3	0,96	0,99	31,6	33,2	A
4	0,87	0,93	33,2	41,0	A
5	0,88	0,96	25,9	30,7	A
6	1,04	1,06	29,6	26,9	A
7	0,93	1,02	28,9	30,5	A
8	0,96	0,79	18,9	24,9	A
9	0,99	1,05	35,6	34,2	A
10	0,95	0,98	29,4	31,6	A
				31,6	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 1					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,12	0,97	51,1	47,0	A
2	0,93	0,99	27,7	30,1	A
3	0,94	1	15,9	16,9	A
4	1	0,93	36,1	38,8	A
5	0,94	0,81	25,3	33,2	A
6	0,84	0,96	19,5	24,2	A
7	0,97	0,96	19,9	21,4	A
8	0,94	0,78	25,2	34,4	A
9	0,93	1,12	41,4	39,7	A
10	1,11	0,97	43,2	40,1	A
				32,6	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 2					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,94	27,1	29,7	A
2	0,97	1,01	31,2	31,8	A
3	1,02	0,97	36,5	36,9	A
4	0,99	0,97	32,1	33,4	A
5	1,01	0,98	36,1	36,5	A
6	0,96	0,93	21,8	24,4	A
7	0,96	0,94	29,4	32,6	A
8	0,98	0,96	33,7	35,8	A
9	0,95	1,01	26,7	27,8	A
10	0,97	1,02	28,1	28,4	A
				31,7	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 3					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,06	0,99	36,2	34,5	A
2	1,17	0,89	34,3	32,9	A
3	0,95	0,98	22,3	24,0	A
4	0,95	1,01	38,9	40,5	A
5	0,97	0,98	32,7	34,4	A
6	0,91	0,98	8,5	9,5	A
7	0,99	0,95	18,9	20,1	A
8	0,95	0,86	35,4	43,3	KK
9	1,08	0,92	34,3	34,5	A
10	1,11	1,1	27,9	22,9	A
				29,7	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 4					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1	19,6	20,6	A
2	1,1	0,96	29,4	27,8	A
3	0,95	0,98	39,1	42,0	A
4	1,01	1	25,4	25,1	A
5	1,13	0,98	48,4	43,7	A
6	1,06	1,05	34,2	30,7	A
7	1,1	0,86	27,6	29,2	A
8	0,93	0,97	48,2	53,4	A
9	0,95	1	34,5	36,3	A
10	0,97	1,01	32,9	33,6	A
				34,3	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 5					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,92	45,1	51,6	A
2	0,95	0,99	28,1	29,9	A
3	0,98	1,07	39,8	38,0	A
4	0,96	1,03	29,8	30,1	A
5	0,91	0,99	40,3	44,7	A
6	1,02	0,98	29,4	29,4	A
7	0,97	1,01	40,4	41,2	A
8	0,95	1,02	31,7	32,7	A
9	0,96	0,95	41,5	45,5	A
10	0,96	1,01	25,9	26,7	A
				37,0	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 6					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,94	39,5	42,9	A
2	0,96	1,02	29,9	30,5	A
3	1,03	0,91	36,9	39,4	A
4	0,97	1,05	41,9	41,1	A
5	0,87	0,99	29,1	33,8	A
6	0,95	0,99	11,3	12,0	KK
7	0,96	1,04	40,9	41,0	A
8	0,99	1,03	35,1	34,4	A
9	0,94	0,94	27,3	30,9	A
10	0,96	0,99	34,2	36,0	A
				34,2	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 7					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	1,08	51,3	48,0	A
2	1,01	0,99	31,9	31,9	A
3	1,09	1,03	44,6	39,7	A
4	0,96	1,03	30,7	31,0	A
5	0,93	0,97	35,7	39,6	A
6	1,08	1,05	25,4	22,4	A
7	1,09	0,99	33,9	31,4	A
8	1,09	1,02	41,5	37,3	A
9	1,09	1,01	39,3	35,7	A
10			#DIV/0!		
				35,2	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 8					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,12	0,99	28,7	25,9	A
2	0,92	0,99	33,7	37,0	A
3	1,01	1,07	35,3	32,7	A
4	0,96	0,95	28,9	31,7	A
5	0,99	0,98	33,8	34,8	A
6	0,97	0,93	31,9	35,4	A
7	0,97	0,99	40,7	42,4	A
8	0,88	0,96	37,2	44,0	A
9	0,94	1,03	34,8	35,9	A
10	0,99	0,92	33,1	36,3	A
				35,6	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 9					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,96	31,1	34,5	A
2	0,99	0,97	34,3	35,7	A
3	0,99	0,93	41,5	45,1	A
4	0,93	0,92	29,1	34,0	A
5	0,99	0,91	32,1	35,6	A
6	0,98	1	28,7	29,3	A
7	0,95	1,03	30,6	31,3	A
8	0,87	0,99	28,4	33,0	A
9	0,99	0,97	23,4	24,4	A
10			#DIV/0!		
				33,6	

6 AY SAĞLIKLI Zn %2 GRUBU 10					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,91	23,6	26,2	A
2	0,98	0,96	25,4	27,0	A
3	0,94	0,99	34,5	37,1	A
4	0,99	0,98	33,9	34,9	A
5	0,91	0,99	23,7	26,3	A
6	0,99	0,93	27,9	30,3	A
7	0,99	1,07	33,9	32,0	A
8	0,99	0,87	31,2	36,2	A
9	0,99	1,09	35,1	32,5	A
10	0,99	1,01	31,9	31,9	A
				31,4	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 1					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,91	18,9	22,1	A
2	0,92	0,91	46,4	55,4	A
3	0,94	0,92	33,4	38,6	A
4	0,93	0,9	36,4	43,5	A
5	0,91	0,91	27,9	33,7	A
6	0,96	0,91	28,8	33,0	A
7	0,92	0,96	29,8	33,7	A
8	0,93	1	26,9	28,9	KD
9	0,96	0,94	31,7	35,1	A
10	0,82	0,97	26,9	33,8	A
				35,8	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 2					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,96	29,8	34,1	A
2	0,93	0,94	31,2	35,7	A
3	0,95	0,93	33,7	38,1	A
4	1	0,95	20,9	22,0	KD
5	0,95	0,92	18,9	21,6	A
6	1	0,92	33,9	36,8	A
7	0,99	0,93	46,7	50,7	A
8	0,96	0,96	29,6	32,1	A
9	0,91	0,94	31,4	36,7	A
10	0,95	0,93	45,2	51,2	A
				35,9	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 3					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	0,93	19,9	23,3	A
2	1,04	0,94	29,8	30,5	A
3	0,97	0,93	31,7	35,1	A
4	0,84	0,94	29,7	37,6	A
5	1,01	0,91	32,4	35,3	A
6	0,96	0,84	24,7	30,6	A
7	0,92	0,96	37,3	42,2	A
8	0,95	0,92	32,9	37,6	A
9	0,92	0,97	26,9	30,1	A
10	0,95	0,84	32,7	41,0	A
				34,3	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 4					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	0,92	32,6	38,5	A
2	0,91	0,93	37,2	44,0	A
3	0,93	0,84	35,4	45,3	A
4	0,91	0,97	30,1	34,1	A
5	0,93	0,97	24,8	27,5	A
6	0,86	0,98	33,9	40,2	A
7	1,03	0,83	35,4	41,4	A
8	0,86	0,94	35,3	43,7	A
9	0,86	0,95	41,2	50,4	A
10	0,91	0,92	35,1	41,9	A
				40,7	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 5					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,97	39,7	41,8	A
2	0,95	0,95	34,3	38,0	A
3	0,92	0,93	49,1	57,4	A
4	0,94	0,98	28,9	31,4	A
5	1,01	1	37,1	36,7	A
6	0,96	0,95	34,3	37,6	A
7	1,1	1,09	39,5	32,9	A
8	0,97	1,3	44,7	35,4	A
9	0,98	1	29,7	30,3	A
10	1	0,96	35,4	36,9	A
				37,8	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 6					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,92	39,5	43,4	A
2	0,99	1,07	38,1	36,0	A
3	0,95	1,02	36,1	37,3	A
4	0,95	0,98	28,7	30,8	A
5	0,96	1,01	32,6	33,6	A
6	0,97	0,89	33,1	38,3	A
7	1,04	0,99	35,2	34,2	A
8	0,89	1,01	29,7	33,0	A
9	1,09	0,96	39,8	38,0	A
10	1,1	1,03	45,2	39,9	A
				36,5	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 7					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,89	0,99	39,1	44,4	A
2	0,99	1,04	29,4	28,6	A
3	0,99	0,91	35,4	39,3	A
4	1,01	1,07	39,9	36,9	A
5	1,05	0,99	34,2	32,9	A
6	1,01	0,98	38,6	39,0	A
7	0,98	0,91	29,7	33,3	A
8	0,96	0,84	25,4	31,5	A
9	0,99	1,01	31,4	31,4	A
10	0,99	0,94	35,1	37,7	A
				35,5	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 8					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	1,05	34,7	32,4	A
2	0,98	0,92	33,6	37,3	A
3	0,99	1,01	37,5	37,5	A
4	1,04	1,08	43,9	39,1	A
5	0,9	1,01	41,5	45,7	A
6	0,98	0,95	32,4	34,8	A
7	0,94	0,96	28,2	31,3	A
8	0,97	1,03	30,5	30,5	A
9	0,93	0,87	23,6	29,2	A
10	0,98	0,96	28,4	30,2	A
				34,8	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 9					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	0,98	36,8	36,8	A
2	1,01	0,97	19,5	19,9	A
3	1	1,01	23,8	23,6	A
4	1,02	1,01	36,9	35,8	A
5	1,02	1,05	45,4	42,4	A
6	1,02	0,94	39,8	41,5	A
7	0,96	0,98	32,8	34,9	A
8	0,88	0,97	33,9	39,7	A
9	0,98	1,01	37,1	37,5	A
10	0,98	1,02	48,1	48,1	A
				36,0	

6 AY SAĞLIKLI Zn %5 GRUBU 10					
KES. NO	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,99	29,5	30,7	A
2	0,87	0,96	28,7	34,4	A
3	1,01	1,02	34,5	33,5	A
4	1,02	0,97	43,2	43,7	A
5	0,9	1,01	34,2	37,6	A
6	1,01	1	29,7	29,4	A
7	1	0,99	40,1	40,5	A
8	0,98	0,99	24,5	25,3	A
9	0,97	0,88	29,7	34,8	A
10	0,95	1,01	37,9	39,5	A
				34,9	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,92	22,9	27,35	A
2	0,94	0,99	27,5	29,55	A
3	0,93	0,98	19,2	21,07	A
4	0,92	0,91	21,5	25,68	A
5	0,99	0,93	27,8	30,19	A
6	0,98	1,02	21,6	21,61	A
7	1,01	0,99	25,8	25,80	A
8	0,98	1,01	20,8	21,01	A
9	1,02	1,02	30,3	29,12	A
10	0,98	1,01	24,9	25,16	A
				25,66	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,95	22,6	26,14	A
2	0,97	0,92	22,9	25,66	A
3	0,98	0,96	27,5	29,23	A
4	1,02	1,04	31,5	29,69	A
5	1,02	0,98	24,1	24,11	A
6	0,93	0,91	22,8	26,94	A
7	1,01	0,97	25,2	25,72	A
8	1,01	0,98	21,6	21,82	A
9	1,07	0,95	22,9	22,53	A
10	0,98	1,02	25,8	25,81	A
				25,77	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,99	35,7	36,80	A
2	0,96	1,08	24,4	23,53	A
3	1,03	0,91	27,5	29,34	A
4	0,98	1,01	36,5	36,88	A
5	0,92	0,94	23,2	26,83	A
6	1,02	0,99	21,5	21,29	A
7	1,09	0,99	22,9	21,22	A
8	0,97	1,06	17,2	16,73	KK
9	0,91	0,99	21,6	23,98	A
10	0,95	1,09	27,8	26,85	A
				26,34	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,88	0,95	25	24,726784	A
2	0,99	0,94	21,6	25,246474	A
3	0,96	0,91	26,9	25,15379	A
4	0,97	1,04	22,9	25,84	A
5	0,91	0,93	27,8	25,297078	A
6	1	1,02	23,2	25,320491	A
7	1,01	0,92	32,5	25,264719	A
8	0,91	0,96	27,5	25,264719	A
9	0,97	0,95	21,2	25,264719	A
10	0,96	0,91	22,9	25,264719	A
				25,26	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,1	0,99	17,5	16,06979	A
2	0,98	1,02	25,8	25,81032	A
3	0,99	0,93	25,8	28,02216	A
4	1	0,96	22,9	23,85417	A
5	0,97	0,98	22,6	23,77446	A
6	0,96	0,97	21,6	23,19588	A
7	1,01	0,99	25,5	25,50255	A
8	1,02	0,99	29,5	29,21371	A
9	0,93	0,96	26,3	29,45789	A
10	0,98	0,96	21,2	22,53401	A
				24,74	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	1	25,8	25,80	A
2	1,03	0,99	21,5	21,08	A
3	0,91	0,96	22,9	26,21	A
4	0,95	0,93	21,6	24,45	A
5	1,02	1,01	19,2	18,64	A
6	1,02	0,94	27,5	28,68	A
7	0,97	0,98	27,8	29,24	A
8	0,98	0,95	31,5	33,83	A
9	0,99	0,97	19,7	20,51	A
10	1,07	1,02	29,2	26,75	A
				25,52	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1	0,97	21,5	22,164948	A
2	1	0,95	24,8	26,105263	A
3	0,96	0,91	21,6	24,725275	A
4	0,97	0,98	27,5	28,929097	A
5	0,91	0,94	25,8	30,161328	A
6	0,98	1,02	25,8	25,810324	A
7	0,92	1,01	27,8	29,918209	A
8	0,96	0,93	22,6	25,31362	A
9	1,02	0,98	21,4	21,408563	A
10	0,98	0,97	21,5	22,617294	A
				25,72	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	0,99	23,5	23,27194	A
2	0,95	0,99	31,5	33,49282	A
3	0,91	0,98	25,8	28,93025	A
4	0,99	0,95	22,6	24,02977	A
5	0,98	0,94	23,5	25,5102	A
6	0,97	0,91	21,5	24,35709	A
7	0,97	1,01	25,8	26,33459	A
8	0,97	1,09	27,8	26,29339	A
9	0,99	0,99	19,7	20,09999	A
10	1	1,02	23,4	22,94118	A
				25,53	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,97	28,6	31,03635	A
2	0,98	1,01	25,5	25,76278	A
3	0,91	0,93	24,6	29,06771	A
4	1,02	0,99	27,5	27,23312	A
5	0,99	0,98	22,2	22,88188	A
6	1,08	0,91	21,5	21,87627	A
7	0,98	0,95	24,5	26,31579	A
8	0,98	0,99	21,6	22,26345	A
9	0,97	1,04	21,6	21,41158	A
10	0,98	1,09	25,2	23,59109	A
				25,14	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KONTROL GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,86	0,97	21,5	25,773196	A
2	0,99	0,98	25,3	26,077098	A
3	0,99	0,93	30,4	33,018356	A
4	0,92	0,94	21,6	24,976873	A
5	0,97	1,01	18,6	18,985404	A
6	0,99	0,92	28,5	31,291173	A
7	1,01	0,98	21,7	21,923621	A
8	0,93	0,95	27,8	31,465761	A
9	0,94	1,04	19,5	19,946809	A
10	0,98	0,99	26,6	27,417027	A
				26,09	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,92	23,5	24,483789	A
2	1	0,99	26,2	25,996116	A
3	0,98	0,91	25,7	25,522479	A
4	1,06	0,99	29,2	25,334128	A
5	0,91	1	24,7	25,334128	A
6	0,99	0,98	28,6	25,334128	A
7	1	0,92	27,8	25,334128	A
8	0,93	1,05	30,8	25,334128	A
9	0,91	0,99	18,4	25,334128	A
10	0,93	1,09	36,4	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	1,06	28,6	29,01197	A
2	0,91	0,99	26,2	29,08203	A
3	0,99	1	25,7	25,9596	A
4	0,91	0,91	23,5	28,37822	A
5	0,98	0,92	24,7	27,39574	A
6	1,04	0,99	30,8	29,91453	A
7	0,99	0,94	23,5	25,25253	A
8	0,92	0,91	27,8	33,20592	A
9	1	0,98	29,2	29,79592	A
10	1,07	1	31,5	29,43925	A
				28,74357	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1	0,91	27,8	30,54945	A
2	0,93	0,99	29,2	31,715	A
3	0,99	1	28,6	28,88889	A
4	1,02	1,07	23,5	21,53198	A
5	0,98	1,06	30,8	29,6496	A
6	1	0,91	26,2	28,79121	A
7	0,93	0,98	26,2	28,74698	A
8	0,99	1,07	27,8	26,24375	A
9	1,06	0,91	29,2	30,27162	A
10	0,98	0,99	23,5	24,22181	A
				28,06103	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,94	28,6	25,334128	A
2	0,98	0,91	30,8	25,334128	A
3	0,91	0,93	23,5	25,334128	A
4	0,98	1,06	26,2	25,334128	A
5	0,92	0,97	27,8	25,334128	A
6	0,99	1	24,7	25,334128	A
7	0,94	0,93	29,2	25,334128	A
8	0,97	0,98	25,7	25,334128	A
9	1	0,98	31,6	25,334128	A
10	1,06	0,92	23,5	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	0,92	17,4	29,39195	A
2	0,94	0,98	24,7	29,30486	A
3	0,98	0,97	30,8	29,98025	A
4	0,91	0,93	26,2	29,44263	A
5	1	0,98	28,6	29,38375	A
6	0,99	1,07	25,7	29,3745	A
7	1,06	0,98	29,2	29,47966	A
8	0,91	1	24,7	29,47966	A
9	0,98	1,06	27,8	29,47966	A
10	1,07	0,91	26,2	29,47966	A
				29,47966	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	1,06	25,7	27,72273	A
2	1	0,99	23,5	27,54465	A
3	0,98	0,92	26,2	27,34426	A
4	0,99	0,98	27,8	27,52768	A
5	0,97	0,91	28,6	27,07036	A
6	1,07	1	24,7	27,54512	A
7	0,98	1	29,2	27,45914	A
8	0,91	0,97	23,5	27,45914	A
9	0,98	1,07	26,2	27,45914	A
10	0,92	0,99	30,8	27,45914	A
				27,45914	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,98	0,92	29,7	25,334128	A
2	0,93	1	29,2	25,334128	A
3	0,99	0,98	30,4	25,334128	A
4	0,98	0,97	24,7	25,334128	A
5	0,92	1	28,6	25,334128	A
6	0,99	0,98	26,2	25,334128	A
7	0,97	0,93	27,8	25,334128	A
8	0,93	0,99	23,5	25,334128	A
9	0,98	1,07	30,8	25,334128	A
10	0,91	0,98	25,7	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,94	32,9	29,46213	A
2	1	0,92	30,8	29,47674	A
3	0,98	0,98	23,5	29,47625	A
4	1	0,99	29,2	29,47568	A
5	0,91	1	25,7	29,47502	A
6	0,98	0,91	27,8	29,47425	A
7	0,94	0,98	26,2	29,47334	A
8	0,99	1,07	24,7	29,47334	A
9	0,97	1,06	29,2	29,47334	A
10	0,91	0,97	28,6	29,47334	A
				29,47334	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,91	28,6	27,47347	A
2	0,99	0,97	24,8	27,46152	A
3	1	0,94	23,5	27,46192	A
4	0,97	0,98	30,8	27,46239	A
5	0,91	0,92	25,7	27,46293	A
6	0,91	0,99	27,8	27,46356	A
7	0,98	1,07	23,5	27,4643	A
8	1,06	1	26,2	27,4643	A
9	0,98	0,97	27,3	27,4643	A
10	1,07	0,91	24,7	27,4643	A
				27,4643	

6 AY ÇÜRÜKLÜ KLORHEKSİDİN GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	1,07	33,2	25,334128	A
2	0,98	0,97	25,7	25,334128	A
3	0,91	1	23,5	25,334128	A
4	0,98	0,99	24,7	25,334128	A
5	0,93	1	29,2	25,334128	A
6	0,93	0,99	26,2	25,334128	A
7	0,99	1,03	23,5	25,334128	A
8	0,98	0,92	25,6	25,334128	A
9	0,91	0,99	25,7	25,334128	A
10	0,97	0,91	24,4	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,95	23,4	25,334128	A
2	1,01	0,97	27,1	25,334128	A
3	0,95	0,98	25,9	25,334128	A
4	0,91	0,97	26,2	25,334128	A
5	0,95	1,01	17,5	25,334128	A
6	0,97	0,91	20,9	25,334128	A
7	0,98	0,97	28,3	25,334128	A
8	1,01	1,07	28,9	25,334128	A
9	0,93	0,97	24,7	25,334128	A
10	1,01	0,95	24,7	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,94	0,97	29,2	32,02457	A
2	0,97	0,91	18,5	20,95842	A
3	1,07	0,95	28,3	27,84063	A
4	0,95	0,97	28,9	31,36191	A
5	0,97	1,01	31,4	32,05063	A
6	0,93	1,04	26,2	27,0885	A
7	0,95	0,95	25,9	28,69806	A
8	1,01	0,97	24,7	25,2118	A
9	0,97	0,93	20,9	23,16816	A
10	0,91	0,98	24,7	27,69679	A
				27,60995	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,92	1,02	27,1	28,87894	A
2	0,95	0,97	23,6	25,61042	A
3	1,04	1,03	27,4	25,57879	A
4	0,97	0,98	20,9	21,98611	A
5	0,93	0,97	30,9	34,25341	A
6	1,01	0,95	28,3	29,49453	A
7	0,97	0,92	27,6	30,92784	A
8	1,07	0,94	28,9	28,73335	A
9	0,95	1,01	28,4	29,59875	A
10	0,98	0,95	23,4	25,13426	A
				28,01964	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,02	1	30,9	25,334128	A
2	0,97	0,95	26,1	25,334128	A
3	0,96	1,01	30,2	25,334128	A
4	1,01	0,95	25,9	25,334128	A
5	0,97	1,04	29,2	25,334128	A
6	0,96	0,98	27,1	25,334128	A
7	0,91	0,97	24,6	25,334128	A
8	0,95	1,02	27,6	25,334128	A
9	0,94	1,01	28,9	25,334128	A
10	0,98	0,95	27,4	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,06	0,93	26,1	26,57888	A
2	0,89	0,97	30,2	26,49394	A
3	1,01	0,96	28,9	26,12659	A
4	0,97	1,07	24,6	26,27905	A
5	1,03	1,02	25,9	26,79753	A
6	0,95	0,96	27,1	26,64766	A
7	1	0,97	28,3	26,48727	A
8	0,97	1,04	20,9	26,48727	A
9	0,94	1	29,2	26,48727	A
10	0,98	0,97	23,4	26,48727	A
				26,48727	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1,06	0,89	27,6	28,65139	A
2	1,01	0,98	30,2	28,51087	A
3	1	0,97	24,7	28,10804	A
4	0,95	1,01	27,1	28,00383	A
5	0,97	0,93	29,2	27,73801	A
6	0,98	0,94	26,2	28,17196	A
7	0,91	0,97	17,5	28,19735	A
8	0,97	1,03	28,3	28,19735	A
9	1,01	1,04	24,6	28,19735	A
10	0,97	0,95	26,1	28,19735	A
				28,19735	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,94	30,9	25,334128	A
2	1,04	0,94	25,9	25,334128	A
3	0,98	1,01	24,6	25,334128	A
4	0,97	0,97	28,3	25,334128	A
5	1,07	0,91	26,2	25,334128	A
6	0,93	0,95	20,9	25,334128	A
7	0,97	0,97	24,7	25,334128	A
8	0,95	0,98	23,4	25,334128	A
9	0,97	0,97	26,1	25,334128	A
10	1,01	0,97	27,4	25,334128	A
				25,334128	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,97	27,6	29,95117	A
2	0,96	0,98	30,9	32,84439	A
3	0,97	0,97	26,1	27,7394	A
4	0,97	0,95	17,5	18,99078	A
5	0,95	0,91	27,4	31,69462	A
6	1,01	0,93	20,9	22,25061	A
7	0,97	0,97	29,2	31,03412	A
8	1,02	1,01	28,9	28,05281	A
9	0,98	1,07	26,2	24,9857	A
10	0,97	0,97	27,1	28,80221	A
				27,63458	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1	0,97	26,1	26,90722	A
2	0,97	1,02	27,1	27,39034	A
3	0,98	1,01	28,9	29,19782	A
4	0,95	0,91	27,4	31,69462	A
5	0,97	0,98	20,9	21,98611	A
6	1,07	0,97	24,7	23,79805	A
7	1,01	1,03	25,9	24,89666	A
8	1,02	0,95	24,6	25,387	A
9	0,97	0,89	29,2	33,8237	A
10	0,96	0,97	28,3	30,39089	A
				27,54724	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %2 GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	1,02	24,6	24,863554	A
2	0,91	0,97	27,1	30,701258	A
3	0,95	0,97	28,3	30,710798	A
4	0,97	1,01	26,2	26,74288	A
5	1,03	0,94	25,9	26,750671	A
6	0,97	0,97	30,2	32,096928	A
7	1,02	0,96	28,9	29,513889	A
8	0,97	0,95	23,4	25,39338	A
9	1,01	0,95	24,7	25,742574	A
10	0,95	0,93	29,2	33,050368	A
				28,55663	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 1

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,93	28,7	31,171934	A
2	0,93	0,97	19,8	21,948786	A
3	1,01	0,95	34,5	35,956227	A
4	0,97	0,94	31,2	34,21803	A
5	0,95	1,01	28,9	30,119854	A
6	0,93	0,93	29,3	33,876749	A
7	0,97	0,95	31,2	33,85784	A
8	0,97	0,99	33,1	34,468395	A
9	0,93	0,97	23,5	26,050327	A
10	0,93	0,97	26,2	29,043343	A
				31,071149	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 2

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,97	29,2	31,68747	A
2	0,97	0,93	26,1	28,93249	A
3	0,97	0,97	189,6	201,5092	A
4	0,93	0,97	34,5	38,2441	A
5	0,99	0,94	29,6	31,80744	A
6	0,97	0,97	29,3	31,1404	A
7	0,93	0,96	35,3	39,53853	A
8	0,95	0,93	28,9	32,71081	A
9	1,01	0,93	38,7	41,20089	A
10	0,97	0,94	30,6	33,55999	A
				51,03313	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 3

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	1,07	51,4	50,56567	A
2	0,93	0,99	31,2	33,88726	A
3	0,97	1	27,2	28,04124	A
4	0,93	0,97	26,2	29,04334	A
5	0,99	0,96	15,3	16,09848	KD
6	0,97	0,93	28,7	31,81465	A
7	0,93	0,94	25,2	28,82636	A
8	0,91	0,93	28,9	34,14865	A
9	0,97	0,99	30,4	31,65677	A
10	0,97	0,97	19,8	21,04368	A
				30,51261	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 4

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,99	0,95	21,8	23,17916	A
2	1,07	0,93	35,3	35,473822	A
3	0,97	0,99	28,7	29,886494	A
4	0,96	0,93	23,5	26,321685	A
5	0,93	1,01	25,7	27,360801	A
6	0,88	0,94	30,6	36,992263	A
7	0,99	0,97	28,5	29,678226	A
8	0,95	0,93	26,1	29,541596	A
9	0,93	1,07	27,2	27,333936	A
10	1,01	0,99	30,4	30,40304	A
				29,617102	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 5

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,93	0,95	28,5	32,25806	A
2	0,97	0,99	27,2	28,32448	A
3	0,93	0,94	26,2	29,97026	A
4	0,97	1,01	26,1	26,64081	A
5	0,99	0,97	35,3	36,75935	A
6	0,95	0,93	28,7	32,48444	A
7	1,01	0,93	29,4	31,2999	A
8	1,01	1,07	25,7	23,78088	A
9	0,99	0,97	28,6	29,78236	A
10	1,05	0,99	31,5	30,30303	A
				30,16036	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 6

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,95	0,94	28,9	32,36282	A
2	1,01	0,93	33,5	35,66486	A
3	0,97	0,85	28,7	34,80898	A
4	0,93	0,99	26,1	28,348	A
5	0,93	0,97	23,5	26,05033	A
6	0,97	0,96	22,4	24,05498	A
7	1,01	0,96	28,5	29,39356	A
8	0,99	0,93	27,4	29,75997	A
9	0,97	0,93	26,3	29,1542	A
10	0,93	0,99	21,8	23,67764	A
				29,32753	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 7

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,95	25,2	27,346717	A
2	0,96	1,01	28,9	29,806106	A
3	0,97	0,93	30,6	33,920851	A
4	0,99	0,97	31,2	32,489847	A
5	1,01	0,93	33,1	35,239008	A
6	0,93	0,97	28,7	31,814655	A
7	0,91	0,99	21,5	23,865024	A
8	1,01	0,97	27,2	27,763601	A
9	1,01	0,93	29,3	31,193442	A
10	0,95	1	46,1	48,526316	A
				32,196557	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 8

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	1	0,96	22,4	23,33333	A
2	0,99	0,97	23,5	24,47152	A
3	0,97	0,93	28,7	31,81465	A
4	0,91	0,99	28,5	31,63503	A
5	0,93	0,91	31,2	36,86636	A
6	0,97	0,99	29,3	30,5113	A
7	1,01	0,95	21,8	22,72017	A
8	0,93	0,93	30,4	35,14857	A
9	0,96	0,97	19,8	21,26289	A
10	0,99	1,07	31,2	29,45341	A
				28,72172	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 9

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,91	0,96	33,4	38,2326	A
2	0,97	0,93	24,8	27,49141	A
3	0,99	0,93	55,2	59,95438	A
4	0,95	0,97	30,6	33,20673	A
5	1,01	0,91	25,7	27,96214	A
6	0,93	0,93	35,3	40,81397	A
7	0,97	0,99	34,5	35,92627	A
8	0,97	0,95	28,7	31,14487	A
9	1	0,97	27,4	28,24742	A
10	0,99	1,01	33,1	33,10331	A
				35,60831	

6 AY ÇÜRÜKLÜ Zn %5 GRUBU 10

Kes.No	EN	BOY	DEĞER	SONUÇ	TİPİ
1	0,97	0,95	29,3	31,795985	A
2	0,99	1,01	27,4	27,40274	A
3	0,93	0,99	28,5	30,954708	A
4	0,97	0,93	28,7	31,814655	A
5	0,97	1,01	30,6	31,234051	A
6	0,97	0,96	26,2	28,135739	A
7	0,97	0,96	33,1	35,545533	A
8	0,95	0,97	29,3	31,795985	A
9	1,01	0,97	31,9	32,560988	A
10	0,97	0,93	31,2	34,585966	A
				31,582635	

FORMLAR

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

Farklı Dentin Yüzeylerine Uygulanan Matriks Metalloproteinaz İnhibitörlerinin, Yapılan Restorasyonların Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

ORİJİNALLİK RAPORU

%15	%14	%2	%2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%11
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
3	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
4	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
5	abis-files.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
7	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<%1
8	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
	dspace.ankara.edu.tr	