



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GELENEKSEL KAVİTE DEZENFEKTANİ VE OZONUN, GÜNCEL
RESTORATİF MATERYAL UYGULANMIŞ DİŞLERDE MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Yasemin YAVUZ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Emrullah BAHŞİ

DİYARBAKIR

2015

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GELENEKSEL KAVİTE DEZENFEKTANİ VE OZONUN, GÜNCEL
RESTORATİF MATERYAL UYGULANMIŞ DİŞLERDE MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ
Dt. Yasemin YAVUZ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Emrullah BAHŞİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİYARBAKIR

2015

**Bu doktora tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünce
desteklenmiştir. Proje No: DİŞ.15.009**

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

“ Geleneksel Kavite Dezenfektanı Ve Ozonun, Güncel Restoratif Materyal Uygulanmış Dişlerde Makaslama Bağlanma Dayanımına Etkisi ” isimli Doktora Tezi 29.09.2015 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Emrullah BAHŞI

Tezi Teslim Eden : Dt. Yasemin YAVUZ

Jüri Üyesinin

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan : Doç. Dr. Muhammed YALÇIN

Üye : Doç. Dr. Bayram İNCE

Üye : Doç. Dr. Emrullah BAHŞI

Üye : Yrd. Doç. Dr. Burak DAYI

Üye : Yrd. Doç. Nedim GÜNEŞ

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.



Prof. Dr. Ali Ceylan
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim ve tezimin hazırlanması aşamasında desteğini, bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Emrullah BAHŞİ'ye, değerli hocam Doç. Dr. Bayram İNCE'ye, Prof. Dr. Zeki AKKUŞ'a, Prof. Dr. Aydın KETANİ'ye ve desteklerini esirgemeyen hep yanımda olan aileme, arkadaşlarıma teşekkürleri bir borç bilirim.

Dt.Yasemin YAVUZ

İÇİNDEKİLER

Kapak

İç Kapak

Onay Sayfası	III
Teşekkür Sayfası.....	IV
İçindekiler Dizini	V
Resimler Dizini	VII
Tablolar ve Grafikler Dizini	VIII
Simgeler ve Kısaltmalar Dizini	X
Özet	XII
Abstract.....	XIV

1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Çürük Tanımı ve Oluşumundaki Faktörler.....	2
2.1.1. Konağa Ait Faktörler.....	2
2.1.1.a. Dişe Ait Faktörler.....	2
2.1.1.b.Tükürüğe Ait Faktörler.....	3
2.1.2. Diyet.....	4
2.1.3. Zaman.....	6
2.1.4. Çürük Mikrobiyolojisi.....	6
2.1.4.a. Streptokoklar.....	8
2.1.4.b. Laktobasiller.....	9
2.1.4.c. Aktinomiçesler.....	10
2.2. Diş Dokularına Göre Çürük Türleri.....	10
2.2.1. Mine Çürüğü.....	10
2.2.2. Dentin Çürüğü.....	11
2.3. Dentin Çürüğünün Mikrobiyolojisi.....	13
2.4. Dentin dokusunun yapısal özellikleri.....	13
2.5. Kavite Dezenfeksiyonu.....	15
2.5.1. Kavite Dezenfektanlarının Kullanım Amaçları.....	15

2.5.2. Kavite Dezenfeksiyonunda Kullanılan Maddeler.....	16
2.5.2.1. Klorheksidin Glukonat.....	16
2.5.2.1.a. Etki Mekanizması.....	17
2.5.2.1.b. Yan Etkileri.....	18
2.5.2.1.c. Klorheksidin ve MMP ilişkisi	19
2.5.2.2. Hidrojen Peroksit.....	20
2.5.2.3. Sodyum Hipoklorit.....	20
2.5.2.4. İyodin Solüsyonları.....	21
2.5.2.5. Benzalkonyum Klorür.....	21
2.5.2.6. Fosforik Asit.....	22
2.5.2.7. Antibakteriyel Bondingler.....	22
2.5.2.8. Ozon	23
2.5.2.8.a. Ozonun Tarihçesi.....	24
2.5.2.8.b. Ozonun Diş Hekimliği Alanında Kullanımı.....	25
2.5.2.8.c. Ozon Toksisitesi.....	26
2.6. Kompozit Rezinler.....	26
2.6.1. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	28
2.6.1.1. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozit rezinler.....	39
2.6.1.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler.....	31
2.6.1.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler.....	31
2.7. Siloranlar.....	32
2.8. Bağlanma Kuvveti Testleri.....	36
2.9. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
4. BULGULAR	48
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇLAR	81
KAYNAKLAR	82
ÖZGEÇMİŞ	99

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Kullanılan restoratif materyaller

Resim 2: Kavite dezenfektanları (Prozone, Ceraxidin-C)

Resim 3: Plastik kalıplara gömülmüş dişler ve silikon şeffaf kalıplar

Resim 4: Makaslama Test Apereyi

Resim 5: Kırılma yüzeylerinin incelendiği stereomikroskop

Resim 6: Adeziv kırık

Resim 7: Koheziv dentin kırık

Resim 8: Koheziv rezin kırık

Resim 9: Miks kırık

TABLÖLAR VE GRAFİKLER DİZİNİ

TABLÖLAR

Tablo 1: Kullanılan materyallerin isimleri ve üretici firmalar.

Tablo 2: Çalışma grupları ve uygulamaları.

Tablo 3: İstatistik değerlendirme sonucu tüm grupların min, max ve medyan değerleri.

Tablo 4: Dezenfektan grupların makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri karşılaştırmaları.

Tablo 5: Klorheksidin uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.

Tablo 6: Ozon uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.

Tablo 7: Dezenfektan uygulanmayan kontrol gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri

Tablo 8: Siloran uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.

Tablo 9: G-Bond adeziv uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.

Tablo 10: Prime&Bond NT adeziv uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.

Tablo 11: Kırılma tiplerinin sayısal değerleri.

GRAFİKLER

Grafik 1: Klorheksidin uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 2: Ozon uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 3: Dezenfektan uygulanmayan kontrol gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 4: Siloran gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 5: G-Bond adeziv uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 6: Prime&Bond NT adeziv uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Grafik 7: Kırılma tipleri ve yüzdeleri.

KISALTMALAR VE SİMGELER

pH: Hidrojen gücü

IgA: İmmunglobilin A

S.mutans : Streptococcus mutans

LB: Laktobasillus

E. faecalis: Enterococcus faecalis

GBP:Glukan-binding-protein

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

Gram (+): Gram pozitif

Gram (-): Gram negatif

Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂: Kalsiyum hidroksil apatit

MMP: Matriks Metallo Proteinaz

°C: Santigrat derece

EDTA: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit

NaOCl: Sodyumhipoklorit

CHX: Klorheksidin glukonat

H₂O₂: Hidrojen peroksit

O₃: Ozon

O₂: Oksijen

MDPB: 12-methacryloyloxydodecylpyridiniumbromide

HEMA: 2-hydroxyethylmethacrylate

Bis-GMA: Bis-phenol A diglycidylmethacrylate

UDMA: Üretandimetakrilat

TEGDMA: Trietilenglikoldimetakrilat

LED : LightEmittingDiode

km: Kilometre

ppm: Milyonda bir (Parts per million)

cal: Kalori

nm: Nanometre

MPa: Megapaskal

W: Watt

N: Newton

ml : Mililitre

lt: Litre

dk: Dakika

sn : Saniye

p : İstatistiksel anlamlılık

ark : Arkadaş

< : Küçüktür

>: Büyüktür

ÖZET

Amacı; Enfekte dentinin mekanik uzaklaştırılması sonrası kavitede ve smear tabakasında kalması muhtemel mikroorganizmaların eliminasyonu amacıyla kullanılan kavite dezenfektanı klorheksidin glukonat ve ozonun, güncel restoratif materyallerde (kompozit, siloran) dentine bağlanma dayanıklılık etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve metot; Çalışmamızda 90 adet çürüksüz, restorasyonsuz üçüncü molar diş kullanıldı. Dişler dentin yüzeyi yere paralel olacak şekilde 2 cm çapında, 3 cm boyunda silindirik kalıplara kökleri içinde kalacak şekilde soğuk akril yardımıyla yerleştirildi. Orta koronal düz dentin yüzeyleri elde edilinceye kadar aşındırıldı. Örnekler rastgele üç ana gruba (n=30) ayrıldı. Her bir grup daha sonra kendi içinde rastgele üç alt gruba (n=10) ayrıldı. Ana gruplardan birincisine dentin yüzeylerine klorheksidin (Ceraxidin-C), ikincisine ozon (Prozone) uygulandı, üçüncü grup ise kontrol grubu olarak hazırlandı. Alt gruplardaki örneklerin dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine üç farklı restoratif dolgu materyali kullanılarak restore edildi (Filtek Silorane, Gradia Direct, Quixfil). Kontrol gruplarına dezenfeksiyon işlemi uygulanmadan restorasyon tamamlandı. İnstron universal test cihazına yerleştirilen örnekler 1 mm/dak. hızda makaslama kuvveti uygulanarak kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Elde edilen değerler MPa cinsinden kaydedildi. Kırılan yüzeyler, x40 büyütmede stereo mikroskopta incelenerek kırık tipleri tespit edildi.

Bulgular: Çalışmamızın istatistiksel değerlendirilmesinde Veriler Kolmogorov-Smirnov testine göre normal dağılış göstermediğinden tüm grupların karşılaştırılmasında Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis varyans analiz yöntemi uygulandı. Grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında ise çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni Düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı. Çalışmanın makaslama bağlanma dayanımı incelenmesinde gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$).

Sonuç: Kavite dezenfeksiyonu amacıyla uygulanan klorheksidinin restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımını kontrol gruplarıyla

karşılaştırıldığında istatistiksel olarak etkilemediğinden restorasyon öncesinde kullanılabileceği sonucuna varıldı. Ozon uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı düşüş görüldü. Bu nedenle restoratif tedaviler öncesi kavite dezenfeksiyonu amacıyla ozon uygulamasına kuşkuyla yaklaşılmalı ve sebeplerinin araştırılması için ileri in vitro/ in vivo deneysel ve klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır..

Anahtar Kelimeler: Ozon, klorheksidin, bağlanma dayanımı, kompozit



ABSTRACT

Aim; The aim of this study is investigate to the effect of the clorhexidine glukonate and ozone which using for eliminating to the microorganisms from cavity related on the bond strenght with up to day restorative materials (Composite, silorane) after the mechanical preparation of infected dentine.

Materials and Methods; At the our study we used 90 third molar teeth whith carierand restoration free. All of the teeth were embeded to the auto polimerisan acryl in the sylindirical cover which were at the 2 cm diameter - 3 cm height as occlusal surface facing paralel with ground. Samples were wear away till smooth dentine appear. Samples randomly divided 3 main group (n: 30). After that each group divided 3 sub groups (n: 10). At the first group Chlorhexidine applied to the dentinal surface (Ceraxidin-C), at the second group ozon (Prozone) applied, the third group nothing applied to the dentinal surface group prepared as a control group. Sub groups restorated with three different restorative materials as in the 3 mm – 4mm diameter silicone transparen cavers (Filtek Silorane, Gradia Direct, Quixfil). Control group restorated without apply disinfectant. In the Instron Universal test machine power applied as 1mm/minute speed till restoration broken from sample. Data recorded as a MPa. Fracture tips estabilished on the broken samples surface with stereo microscope 40X magnification.

Results; Statistical data didn't show normal dispers according to the Kolmogorov-Smirnov test due to that Non parametric test Kruskal Wallis Varyans analysis used for compare groups. Bonferroni Corrected Mann-Whitney U test for inspect groups two by two. Statistically bond strenght were different among groups ($P < 0,05$).

It was concluded that chlorhexidine can be use before restorative materials application due to it isn't effect to the bond strenght as statistically when compare chlorhexidine applied groups with control group.

Conclusion;It was concluded that Ozone application is effecting to the bond strenght as statistically when compare control group it is showed low bond strenght

due to that we have to close ozone application with doubt. For ozone application It is concluded that more in vitro / in vivo research necessarily for clarify reasons.

Key Words: Ozone, chlorhexidine, bond strenght, composite.



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş tedavisinin amacı diş bütünlüğünün uzun süre korunabilmesidir. Restorasyonun ömrü ve klinik başarısı restoratif materyal ve diş ara yüzeyindeki dayanıklılığa bağlıdır. Adeziv sistemlerdeki olağanüstü ilerlemelere rağmen diş dokusu ve restorasyon arasında bağlanma kuvvetlerinin erken kaybı çözümlenememiştir.

Kavite preparasyonu sonrası smear tabakasında, kavite duvarlarında, dentin kanallarında kalan mikroorganizmaların ve toksinlerinin pulpaya diffüze olarak pulpa inflamasyonu ve çoğunlukla sekonder çürük oluşturması büyük bir problemdir. Çürük lezyonunun fiziksel olarak kaldırılmasından sonra ek tedbirlerin alınması avantaj olabilir. Bu nedenle, kavite preparasyonundan sonra kavitenin dezenfeksiyonu için antibakteriyel ajanların kullanılması önerilmektedir.

Kavite dezenfeksiyonu amacıyla sıklıkla klorheksidin glukonat, benzalkonyum klorür, hidrojen peroksit, sodyumhipoklorit, etilendiamin tetraasetik asit içeren preparatlar kullanılmıştır. Tıpta uzun yıllar antimikrobiyal etkinliğinden faydalanan ozonun günümüzde diş hekimliğinin birçok alanında kullanımı gündeme gelmiştir. Klorheksidin farklı konsantrasyonlarda antibakteriyel etkinliğinden dolayı diş hekimliğinde tercih edilmektedir. Klorheksidin glukonat bağlandığı dokularda yavaş salınım göstererek uzun süreli etkinlik sağlar. Düşük konsantrasyonda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonda ise hücresel içeriği irreversible olarak çökelten bir bakterisittir.

Ozon, antibakteriyel özellikli dezenfektanlara bir alternatif olarak kullanımına sunulmaktadır. Ozon güçlü oksidasyon özelliği ile hücre içi komponentlerin hücre zarını parçalayarak etki göstermektedir. Ozon gazının mikroorganizmalar üzerine antibakteriyel etkisinin ispatlanmasına rağmen dezenfektan olarak bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendiren çalışmalarda farklı görüşler bildirilmiştir.

Mikroorganizmalar üzerine etkili olan kavite dezenfektanlarının dentin yüzey koşulları değiştirip bağlanmaya etkileri araştırılmasının önemli olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak klorheksidin ve ozon gazı tercih edilmiş ve bağlanma üzerine etkisi in vitro koşullarda araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Çürük Tanımı ve Oluşumundaki Faktörler

Diş çürüğü; kalsifiye dokuların yıkımı ve lokalize çözünmesiyle sonuçlanan dişlerin mikrobiyolojik enfeksiyöz hastalığı olarak tanımlanmıştır. Diş hastalıkları içerisinde en sık görülen çürük; diş minerali ve plak arasındaki fizyolojik dengenin bozulması sonucu oluşur (1). Çürüğün oluşması için yatkın diş yüzeyi (konak), bakteriler, bakteri gelişimini sağlayacak besin ve zaman olmak üzere dört ana faktörün mevcut olması gereklidir. Bu faktörlerin herhangi birinin yokluğunda çürük oluşmamaktadır (2).

2.1.1.Konağa Ait Faktörler

2.1.1. a. Dişe Ait faktörler

Ağız boşluğu; mukoza, dil sırtı ve diş yüzeyi gibi farklı ekolojik ortamlar barındırır. Oklüzal yüzeylerdeki pit ve fissürler, fasial ve lingual yüzler, dişler arası ara yüzeyler farklı mikroorganizmalar için yaşam alanı oluşturarak çürük gelişiminde uygun bir konak olmuştur. Diş yüzeylerinin çürüğe yatkınlığı; tüberkül eğimlerinin dikliği, pit ve fissürlerinin şekil, boyut, derinlik gibi morfolojik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir (3, 4). Diş yüzeyindeki bu fiziksel alanlar farklı bakteri gruplarının sığınma alanları olarak kalmayıp tükürük faktörlerinin bölgeye ulaşımını sınırlayarak remineralizasyonu olumsuz etkiler (2).

Çürük gelişiminde dişin morfolojik karakteri, mineral yapısı ve düzeyi, maturasyonu önemli etkiye sahip yapısal özelliklerdir. Diş mine tabakasındaki apatit kristallerinin yapısı, şekli ve dizilimi de çürük gelişiminde etkili inorganik faktörler arasındadır. Dişlerin kristal yapısını oluşturan kalsiyum tuzlarının büyük çoğunluğunu kalsiyum fosfatlar oluşturmaktadır. Kalsiyum fosfat tuzları zaman içerisinde kalsiyum hidroksiapatit yapısına dönüşüm içindedirler. Kalsiyum hidroksiapatit kristali yapısı içine flor iyonları girerse de florapatit kristali oluşur. Bu tür kristal, hidroksiapatite oranla çok daha stabil bir kristal şekline sahip olduğundan daha zor çözünmektedir. Kristaller ne kadar stabil olursa o kadar az çözünürler (5, 7).

Dişler ağızda sürdükleri dönemde, mineralizasyonlarını tam olarak tamamlamamıştır. Geçirgenlikleri fazladır ve çürüğe yatkındırlar. Dişin sürmesinden sonraki bir iki yıl içerisinde minenin olgunlaşması artar, pörözitesi ve geçirgenliği ise

azalır (6, 7). Çene kavsi düzensizlikleri, dişler arası çapraşıklık çürüğü artırıcı etkenler arasında yer alır (8).

2.1.1.b. Tükürüğe Ait Faktörler

Tükürük, çürük oluşumunda konağa ait önemli bir diğer faktördür. Tükürük büyük tükürük bezleri parotis, submandibular, sublingual ve ağız mukozası içerisine dağılmış çok sayıda küçük tükürük bezlerinin sekresyonları ile dişeti oluşu sıvısından meydana gelen kompleks bir sekresyondur (9). Hastanın ağız florasını kontrol eden öncelikli yapıdır. Tükürük; dişlerin çürükten korunması, ağız mukozasının bütünlüğünün devam ettirilmesi, çiğneme ve yutmanın sağlanması, fonasyon, tat alma ve yara iyileşmesine yardımcı olması gibi önemli roller üstlenmektedir (9). Ayrıca tamponlama ve remineralizasyonda da görev almaktadır (2).

Plak tabakasındaki bakteriler özellikle streptococcus mutans (S.Mutans), streptococcus sobrinus (S.Sobrius), laktobasillus (LB) diyetle alınan karbonhidratları fermente ederek zayıf bir organik asit üretirler. Bu asit nötr haldeki pH'nın (7.0) kritik seviyenin (5.5) altına düşmesine neden olarak dişteki kalsiyum ve fosfat minerallerini çözer. Bu süreç demineralizasyon olarak adlandırılır. Demineralizasyon, tükürükteki kalsiyum, fosfat ve florun mine yüzeyine diffüze olmasıyla kavite oluşmamış lezyon içerisindeki kristallerin yeniden tamiri ile geri dönebilir. Bu durum remineralizasyon olarak adlandırılır. Remineralizasyonun gerçekleşmemesi durumunda mineraller diş yüzeyinden uzaklaşmaya devam etmekte, çürük ilerleyerek kavite oluşmaktadır (10,11).

Diş çürüğünün ilerlemesi, durdurulması ve geri döndürülmesi remineralizasyon ve demineralizasyon olayları arasındaki dengeye bağlıdır. Ağızda gün içinde remineralizasyon ve demineralizasyon olayları oldukça sık gerçekleşmektedir (12).

Demineralizasyon ve remineralizasyon döngüsünde tükürüğün önemli fonksiyonu tamponlama ve nötralizasyondur. Bu fonksiyon, tükürüğün salya proteinleri (üre, arjinin peptitleri, amonyak), bikarbonat sistemi ve inorganik fosfatlar gibi etkili bileşenleri ile sağlanır. Tükürük alkali bir sıvı ve etkili bir tamponlama sistemidir. Tükürük pH'sı bikarbonat konsantrasyonuna bağlıdır. Tükürük akış

hızının artması, bikarbonat konsantrasyonunu, dolayısıyla pH'yı yükseltir. Fosfat ve diğer proteinler az da olsa tamponlama kapasitesine ve pH'nın fizyolojik sınırlar içinde tutulması işlevine katılırlar (13). Tükürüğün içinde lizin ve arginin içeren bir tetra peptit olan sialin ve üre, amonyak üretimine neden olarak pH'yı devamlı yükseltir. Plak mikroorganizmaları üreyi azotlu ürünlere ve amonyağa dönüştürebilirler. Böylece oluşan amonyak da tükürüğün tamponlama fonksiyonunda etkili olabilir (2, 8). Normal şartlarda diş sert dokuları ile tükürük arasında varolan iyon alışverişi dengesi bakteri plağı varlığında bozulabilmektedir (5, 14).

Tükürük içerisinde mikroorganizmaların çoğalmasını engelleyen ve mukozayı enfeksiyondan koruyan bir takım savunma elemanları içerir. Bu savunma elemanları içinde lizozim, laktoferrin, laktoperoksidaz ve immunglobilin A (IgA), musin ve prolinden zengin glikoproteinler bulunur. Sekretuar IgA bakterilerin aglütinasyonunu sağlar. Bakterilerin enzimlerini inhibe ederek tükürükteki sayılarını azaltır ve çoğalmasını yavaşlatır. S.Mutans'a karşı immün cevap ağırlıklı olarak IgA tarafından gerçekleştirilir (13).

Lizozim, birçok mikroorganizma için öldürücüdür. Minenin hidroksiapatitine bağlanarak, bakterilerin hücre duvarına yapışıp onların lizisine neden olur. Laktoperoksidaz ise bakteri hücre duvarını parçalama özelliğine sahip olup laktobasiller üzerine etki gösterir. Laktoferrin bakteri yaşaması için gerekli demiri bağlayarak bakterilerin çoğalması ve koloni oluşturmalarını engeller. Bu bakteristatik etkinin yanında MS için bakterisit etkiye sahiptir (15).

2.1.2. Diyet

Diyet, bireyin gün boyunca tükettiği yiyecek ve içeceklerin tümüne verilen isimdir. Diyet sürme öncesi dişlerin gelişimi üzerinde etkili iken sürme sonrasında en önemli topikal etkisi diş çürüğü şeklinde ortaya çıkar (16,17). Alınan besinlerin çürük yapma potansiyeline (yiyeceğin ağız ortamında asite dönüşebilme gücü) karyojenite denilmektedir. Besin maddesinin yapısındaki fermente olabilen karbonhidratların tipi ve miktarı, ağızda kalma süresi, ağızdan temizlenme süresi, yapısal özellikleri, çözünürlüğü, tükürük akış hızını stimüle etme özelliği ve asidojenitesi besin maddesinin çürük yapma potansiyelini belirlemektedir (18).

Karyojenik gıdaların ağızda kalma süresini; tüketim sıklığı, sert veya yapışkanlığı, likit oluşu ve çözünme hızı gibi özellikleri etkiler (19). Diş çürüğünün oluşabilmesi için dental plakta ortamın aside dönüşmesi gerekmektedir. Asit ortamı tükürük ve plakta bulunan kalsiyum, fosfat ve flor gibi minerallerle tamponlanmaktadır. Asidin tamponlanamadığı plak pH değeri 5,5 olarak belirlenmiş ve kritik pH olarak adlandırılmıştır. Plak pH'sını 5,5'in altına düşüren yiyecekler 'karyojeniktir' denilmektedir. Alınan yiyecek ve içecekler çürük yapıcı mikroorganizmalar için besin kaynağı görevi yapar ve çürük oluşumunu etkiler (8, 20).

Besinler; karbonhidratlar, yağlar ve proteinler olmak üzere üç temel grupta toplanır. Bunlardan sadece karbonhidratların çürük yapıcı özelliği olduğu gösterilmiştir (14). Bakteri plağı içerisine kolayca girebilen küçük moleküllü monosakkarit ve disakkaritler, asidojen mikroorganizmalarca organik asitlere parçalanıp çürük oluşumunu başlatabilirler. Makromoleküler yapıda olan polisakkaritler ise genellikle ağızda monosakkarit ve disakkaritlere parçalanarak bakteri plağı içerisine girer. Devamında asidojen mikroorganizmalarca organik asitlere parçalanarak çürük yapıcı etkiyi göstermekte veya bu makromoleküller ağızda küçük moleküllere ayrışmadan yutulmaktadır. Bu nedenle polisakkaritlerin çürük yapıcı etkisi ağızda kalma süresi ve enzimlerin polisakkaritleri parçalayabilme hızı gibi etkenlere göre değişmektedir (14). Yüksek çözünürlük özelliği ile karbonhidratlar içinde en yüksek karyojen özelliğe sahip olan sükroz bakteri plağına kolayca girebilir. Sükroz ekstraselüler polisakkaritlerin ve asitlerin üretiminde ayrıca suda erimeyen glukan üretiminde karyojen bakterilerce kullanılır. Glukan; mikroorganizmaların diş yüzeyine yapışmasında etkilidir. Ayrıca plak birikimi için matriks görevi de görmektedir (5, 8, 21).

Yağlar ve proteinler ise çürük oluşumunu etkilemezler ve genellikle çürük engelleyici olarak değerlendirilirler (20, 22). Bu maddeler çürüğe karşı koruyucu özelliklere sahip oldukları kanıtlandığından, çürük durdurucu yani kariyostatik olarak tanımlanırlar. Yağlar ve proteinler, süt ve süt ürünleri, taze sebze ve meyveler, çay, rafine edilmemiş bitkiler, meyan kökü, katı ve sıvı yağlar, kakao, yer fıstığı ve fosfat yapısında çürüğe karşı koruyucu faktörler içeren gıdalardır (23).

Beslenme biçimiyle alakalı bir hastalık olarak kabul edilen diş çürüklerinin dünya genelinde yaygınlığı ve şiddetine bakıldığında, gelişmiş ülkelerde azalma, gelişmekte olan ülkelerin bazılarında ise şeker tüketiminin artmasına ve yeterli düzeyde flor alınmamasına bağlı bir artış dikkati çekmektedir (24).

Son yıllarda çürük oluşumunu önlemek amacıyla gıda maddeleri içerisinde plak tarafından fermente edilemeyen, diş dostu tatlandırıcılar eklenmektedir. Bu tatlandırıcılar, ağız mikroorganizmaları tarafından fermente edilemediği veya çok az fermente edildiği için çürük yapıcı özelliği olmayan gıdalardır. Tatlandırıcılardan Xylitol'ün diyetteki sükröz yerine kısmen veya tamamen konulduğu koşullarda çürüğü önemli düzeyde azalttığı bilinmektedir (16).

2.1.3. Zaman

Uygun konak, diyet ve karyojen mikroorganizmalar bir araya geldiğinde oluşan asidin diş sert dokularında çürük oluşumunu başlattığı bilinmektedir. Ancak dişte çürük oluşması için tüm etkenlerin bir arada belli bir süre bulunmaları gerekmektedir. Bu da bize çürük oluşumunda zamanın etkili bir diğer faktör olduğunu göstermektedir (8). Günümüzde diş çürüğünün oluşumunda, uygun konak, oral kavitede bulunan karyojen mikroorganizmalar, fermente olabilen karbonhidratlar ve zamanın yanı sıra, tükürüğün içerdiği iyonlar, tamponlama kapasitesi ve miktarının da önemli rol oynadığı bildirilmiştir (25, 26).

Ayrıca; vücut savunma sistemi, genetik kültürel özellikler, immunolojik, davranışsal ve çevresel faktörler, sosyoekonomik durum, eğitim seviyesi ve florit kullanımı gibi birçok faktörün de diş çürüğü oluşumunda rol oynadığı bildirilmiştir (27- 29) .

2.1.4. Çürük Mikrobiyolojisi

Çürüğün oluşmasında, oral kavitede bulunan karyojen mikroorganizmaların (Streptokok, Laktobasil, Aktinomiçes) diş yüzeyine tutunmasını ve kolonize olmalarını kolaylaştıran dental plak primer öneme sahiptir (25). Karbonhidratları metabolize eden plak bakterilerinin yan ürünleri olan organik asitler mine yüzeyinin demineralize olmasına neden olurlar (30). Çürüğün etyolojik ajanı olan bakteri plağı yiyecek artıkları ve patojen mikroorganizmaların gelişi güzel birikimi olmayıp, oldukça organize ve düzenli olaylar zinciri sonucunda meydana gelir. Tükürüğün

akışıyla ve yutma refleksiyle oral kaviteden uzaklaştırılamayan mikroorganizmaların yaşamlarını sürdürebilmesi diş yüzeyi gibi ağız dokularına yapışabilme yeteneğine bağlıdır (2). Sağlıklı koşullardaki normal ağız florası hastalığa neden olmaz. Ağız kavitesindeki aktif çürük lezyonları mikroorganizmaların özellikle S.mutans ve LB için rezervuar görevi yaparak diğer diş yüzeylerinde çürük gelişimine neden olabilirler. Çürük önleyici restorasyonlar ve fissürlerin kapatılması ağızdaki mikroorganizma sayısını azaltarak hastanın genel ağız sağlığına katkıda bulunabilir (2).

Ağız boşluğu değişik türlerden birçok mikroorganizmanın yerleşmesi için elverişli bir ortamdır. Oral kavite iyi bir etüv olarak düşünülebilir. 35-36°C'ye kadar ısı, bol nem, çeşitli besinler ve değişik oksijen basıncı bulunur. Bu ortam anaerop, aerop ve fakültatif mikroorganizmaların üremeleri için elverişlidir (31).

Ağız mikroflorasında bulunan mikroorganizmalar yaklaşık 300 türü kapsar. Her bir türün 100-200 üyesi ve bir o kadar alt grupları olabileceği düşünülürse ağızdaki bakteri çeşitliliği 10.000'ler ile ifade edilebilir. Çürük mikrobiyolojisi grupları oral streptokoklar, laktobasiller ve aktinomiçesler olduğu bildirilmiştir. Maya ve mantarların da asit oluşturma özelliklerinden dolayı çürükte önemli rol oynayabileceği düşünülmektedir (13).

Streptokoklar ve laktobasiller düşük pH ortamda hayatta kalabilme aynı zamanda böyle ortamlarda yaşamsal faaliyetlerini sürdürebilme ve üreyebilme yeteneğine sahiptirler. Bu bakteriler hem asidojenik (asit üreten) hem de asidürik (asit ortam seven) mikroorganizmalardır. Bakteriler ağızda diş yüzeyine direkt tutunamazlar. Tükürük proteinlerinin diş yüzeyinde oluşturduğu örtüsel tabaka (pelikül) bakterinin diş yüzeyine tutunmasında ve kolonizasyonunda önemli rol oynar (13).

Bir mikroorganizmanın konak dokuya tutunması adezyon, adezyon yeteneği ise aderans olarak ifade edilir. Bakterinin konakta hastalığa sebep olması için dokuya adezyonu şarttır. Konak dokuya tutunamayan bakteriler hastalık yapma kabiliyeti yüksek olsalar bile hastalığa sebep olmazlar. Bakterilerin konak dokuya tutunması ya direkt bakteri fimbriyaları (pili) aracılığıyla ya da adezin adı verilen ekstrasellüler materyaller aracılığıyla gerçekleşir. Aktinomiçeslerin tip-1 fimbriyaları mine dokusuna tutunması direkt tutunmaya örnektir. Her bakterinin adezini farklı

yapıdadır. Oral bakterilerin ürettiği adezin molekülünün bir ucu diş dokusuna tutunabilen özellikte diğer ucu bakterinin kendi gövdesine tutunabilecek yapıdadır. Örneğin glukan bakteriler tarafından sükrozdan sentezlenen özel bir adezin molekülüdür. Diğer adezinlerden farkı yüzeyinde glukan-binding-protein (GBP) taşıyan streptokokların adezyonunu sağlamasıdır. S.Mutans'lar hem glukan sentez edebilir hem de hücresinin yüzeyinde GBP bulunur. Kendi sentezlediği glukan diş dokusuna yapıştıktan sonra bakteri gövdesi GBP'leri ile sentezlediği glukana yapışır. Karyojenik olan S.Mutans'ın adezyonu glukana dolayısıyla sükroza bağımlıdır (13).

Mikroorganizmalar ve Alt grupları

Streptococcus	Lactobacillus	Actinomyces
<i>S. Mutans</i>	<i>L. Casei</i>	<i>A. İsrailii</i>
<i>S. Sobrinus</i>	<i>L. Fermentum</i>	<i>A. Naeslundii</i>
<i>S. Sanguis</i>	<i>L. Pantorum</i>	<i>A. Odontolyticus</i>
	<i>L. Oris</i>	
	<i>L. Acidophilus</i>	

2.1.4.a. Streptokoklar

Viridans streptokoklar latince yeşil anlamına gelen viridis kelimesinden türetilmiştir. Bu gruptaki türler kanlı agarda yeşil renkli hemoliz oluştururlar. Ağız mikroflorasının başlangıç çürük lezyonundan sorumlu mikroorganizmasıdır. Çoğunlukla ağız boşluğunda ve orofarinkste bulunurlar. Ağızda her bölgeden izole edilmişlerdir. Dental plağın ortalama %28'in streptokoklar oluşturur (13,32).

1874' de Billroth, cerahat örneklerinde zincir yapan kokların varlığına işaret etmiş ve bunları "Streptococcus" olarak isimlendirmiştir. Pasteur 1879'da bu bakteriyi kan kültürlerinden üretmiş, 1882-1883'de Fehleisen saf kültür halinde elde etmiştir. Brown, 1919'da streptokokları alfa, beta ve gama şeklinde üç gruba ayırmış ve 1933'de R. Lancefield serogruplandırma prensiplerini açıklamıştır. Clark 1924'te

diş çürüğünden *S.Mutans*'ı izole etmiştir (13). Streptokoklar yuvarlak-oval şekilli, 0.7-0.9 µm çapında, kısa veya uzun zincirler oluşturan mikroorganizmalardır (21).

Streptokok zincirleri 2-12 veya daha fazla koktan meydana gelir. Streptokoklar, sporsuz bakteriler olup *Streptococcus gallinarum* dışında hareketsizdirler (21, 33). Anilin boyaları ile kolay boyanırlar ve Gram pozitif (+) olarak tanımlanırlar. Aerop ve fakültatif anaerop mikroorganizmalardır. Kanlı agarda tipik hemolitik reaksiyonları gerçekleştirirler. α- hemoliz (yeşil, viridans streptococci), β-hemoliz (şeffaf, streptococcus pyogenes) ve γ-hemoliz (non-haemolytic streptococci) yapan tipleri vardır. Koyun veya at kanı, serum ve glukozla zenginleştirilmiş ortamlarda ve besiyerlerinde kolaylıkla ve oldukça iyi ürerler. Katı besiyerinde üreme dönemine göre mükoid, mat veya parlak koloniler oluştururlar. Çoğalmaları için en uygun sıcaklık 37°C'dir. Isıya dayanıklılıkları azdır ve 56°C'de 30 dakikada ölürler. Streptokoklar antiseptik ve dezenfektanlara karşı da fazla dayanıklı değildir (13). Viridans streptokoklar subakut bakteriyel endokarditlerin % 30-40'dan sorumludur. En sık tutulum alanı aort kapağı ve mitral kapak bölgesidir. Dental girişimler geçici bakteriyemiye yol açabilir (5).

Oral streptokoklardan olan *S.Mutans* diş çürüğüne neden olan organik asitleri üretmeleri nedeniyle başlangıç çürük lezyonlarından sorumlu tutulmuştur. *S.Mutans*'lar tarafından üretilen glikoziltransferaz enzimi sükrozun parçalanmasına yardımcı olur. Sükrozun parçalanması ile glukoz ve fruktan gibi hücre dışı polisakkarit üretilir. Bu polisakkaritler daha fazla mikroorganizmanın plağa yapışmasını sağlayarak plağı güçlendirir. Ayrıca *S.Mutans*'lar hücre içi polisakkarit sentezinden de sorumludur. Diyet karbonhidratlarının yokluğunda karbonhidrat deposu görevini üstlenerek asit üretiminin devamlılığını sağlar (13, 34, 35).

2.1.4.b. Laktobasiller

Sütte bulunan laktozu fermente edebiliyor olmasından bu bakteriye laktobasil ismi verilmiştir. Laktobasiller gram pozitif ve sporsuzdur. Mikroskopik incelemede kalın çomaklar şeklindedir. Göz, deri, ağız, vajina ve dışkı florasının daimi üyeleridir. Birçoğu insanda patojen değildir. Bulundukları florada fırsatçı patojendirler. Doğum kanalından bulaşarak yeni doğanın ağzına yerleşen ilk bakterilerdendir. Laktobasiller dil, yanak gibi yumuşak dokuların mekanik

sürtünmelerinden uzak fissür tabanı ve dişlerin arayüzlerine yerleşirler. Laktobasillerin metabolik son ürünleri laktik asit, değişik miktarlarda asetik asit ve etil alkol'dür. Hem bulundukları ortamda asit oluştururlar hem de oluşturdıkları bu asit ortamda daha kolay ve bol üreyebilirler. Sükrozdan dekstran sentezlerler. Bu madde bakterinin adezyonun yardımcı olur. Diş minesine tutunmasını ya kendi sentezlediği dekstran adezini sayesinde ya da sitofilik olup hücre gövdesi ile yapışarak gerçekleştirir. Laktobasiller, streptokoklar ile birlikte diş çürüklerinden birinci derece sorumludurlar. Makroskobik olarak diş çürüğü tespit edildiğinde kavitede yüksek sayıda laktobasil bulunmuştur (13).

2.1.4.c. Actinomiçesler

İnsanda ilk olarak 1857 de Lebert rapor etmiştir. 1877' de Bollinger sığırların çenesinde sarkoma benzeyen lezyonlarda saptamış ve Actinomiçes bovis adını vermiştir. 1878'de İsrail, insan otopsisinde benzer yapılar görmüş. Daha sonra 1891'de Wolf ile birlikte klinik örneklerde anaerobik filamentöz mikrop izole etmiş ve 1898 de Actinomyces israelii olarak adlandırmışlar. Ericson 1940 da bunların ayrı türler olduğunu kanıtlayana kadar aynı tür olduğu sanılmıştır. Oysa A.bovis sadece sığırlardan, A.israelii ise insan ve sığır infeksiyonlarından izole edilmiştir. Aktinomiçesler aerobik, gram pozitif, sporsuz, hareketsiz bakterilerdir. 37 °C' de ve % 5-10 CO₂' li ortamda iyi ürerler. Glikoz, maltoz, laktoz ve salisinden gaz yapmadan asit oluştururlar. Dental plaklarda en sık izole edilen bakteri olması nedeniyle periodontal hastalıkların etyolojisinden sorumlu tutulurlar (13).

2.2.Diş Dokularına Göre Çürük Türleri

Diş çürüğü madde kaybına uğrayan diş sert dokularının isimlerine göre mine çürüğü, dentin çürüğü ve sement çürüğü olarak sınıflandırılmaktadır (16).

2.2.1. Mine Çürüğü

Dişin düz mine yüzeyinde kurutulduğunda tebeşirimsi beyaz opak alanlar şeklinde ortaya çıkar ve başlangıç çürüğü olarak adlandırılır. Bu lezyon alanları demineralizasyon nedeniyle yüzeyaltı porözite yüzünden saydamlığını kaybeder. Başlangıç çürüğü sondla muayenede fark edilmez. Sondla muayenede koparılabilen,

yumuşamış tebeşirimsi mine, aktif çürük belirtisidir (2). Işık mikroskobu ve polarizasyon mikroskobu altında yapılan incelemelerde mine çürüğünün dıştan pulpaya doğru yüzeyel tabaka, lezyon gövdesi, karanlık tabaka ve saydam tabaka olmak üzere 4 farklı bölgeden oluştuğu bildirilmiştir.

Yüzeyel Tabaka: Mine çürüğünün en dış ve çözünmesi en zor tabakasıdır. Sağlıklı mineden daha poröz yapıdadır. Porlar normal mine yapısındaki porlardan daha geniştir. Sağlam mineye yakın radyoopasite gösterir. Bu tabaka iyon difüzyonuna geçirgendir. Böylece dış kısımdan remineralizasyon ve daha derin çürük tabakalardan yıkılan yapıların bu tabakada birikmesi ile hipermineralize hale gelir (2, 8).

Lezyon Gövdesi: Yüzeyel tabakanın altında mine çürüğünün en geniş kısmını oluşturur. Periferinde % 5' den merkezde % 25'e varan poröz yapıya sahiptir. Retzius çizgileri lezyon gövdesinde belirli ve genişlemiştir. Mikroskobik incelemede bakteri invazyonu olduğu görülmüştür (2, 8).

Karanlık Tabaka: Polarize ışığı geçirmemesi nedeniyle karanlık tabaka olarak adlandırılır. Işık blokajı kinolini absorbe edemeyecek kadar çok sayıda küçük poröz yapıların varlığından kaynaklanır. Karanlık tabakada kristal yapı kaybı olur. Bu da demineralizasyon ve remineralizasyon sürecinin işaretidir. Çürük lezyonunun hızlı ilerlemesi durumunda karanlık tabaka ince, yavaş ilerlediği durumlarda ise kalın olduğu görülür (2,8).

Saydam Tabaka: En derin tabakadır. Kinolin solüsyonuyla muamele edildiğinde polarize ışık mikroskobunda yapısız olarak görüldüğü için saydam tabaka denilmiştir. Retzius çizgileri ve prizmaların enine çizgileri tümüyle yok olmuş ya da çok azalmıştır. Saydam tabaka normal mineye göre on kat daha fazla porözlü yapı gösterir. Saydam tabakada hem geniş porlar hem de mikroporlar saptanmıştır (2, 14).

2.2.2. Dentin Çürüğü

Dentine ulaşan çürük mineye oranla mine–dentin hududu boyunca yanlara doğru hızla ilerler, böylece minede daha da dar olan çürük dentinde genişler. Dentin çürüğünün pulpaya doğru ilerleme hızı daha artar; çünkü dentinde minedekinden daha az inorganik madde vardır ve dentin kanalları mikroorganizmaların kolayca ilerlemesine olanak sağlar. Böylece mine-dentin hududunda birden genişleyip dentin

kanalları yoluyla pulpaya ilerleyen çürük, koni şeklini alır. Tabanı mine-dentin hududunda tepesi pulpa tarafındadır (8). Dentinde çürüğün ilerlemesi zayıf organik asitlerin dentini demineralize etmesi, organik materyalin (kollajen) dejenere olması ve çözünmesi ile bakteriyel invazyonu takiben yapısal bütünlüğünün kaybolmasıyla gerçekleşir (2).

Dentin çürüğü; dıştan içe doğru enfekte dentin, bulanık dentin, transparan dentin, subtransparan dentin ve normal dentin tabakaları olmak üzere 5 farklı tabakadan oluşmaktadır.

Enfekte Dentin: En dıştaki enfekte dentin tabakasıdır. Çok sayıda bakterinin bulunduğu dentin yapısının tamamen bozulduğu, kollajen yapı ve mineral içeriğinin bulunmadığı bir bölgedir. Başarılı bir restoratif tedavi için enfekte dentinin uzaklaştırılması gereklidir (2, 8).

Bulanık Dentin: Dentin çürüğünde en önemli değişiklikler bulanık tabakada oluşur. Dentin kanalları içinde çoğalan bakteriler kanalları genişletir ve harap eder. Bakteri invazyonunun bulunduğu, mineral içeriği çok az olan ve kollajenin geri dönüşümsüz olarak dejenere olduğu tabakadır. Bu tabakanın remineralize olma yeteneği yoktur ve restorasyon yapılmadan önce uzaklaştırılması gerekir (2, 8).

Transparan Dentin: Dentin kanalları çürük olayı esnasında çözünen kristallerin parçalanması sırasında açığa çıkan kireç tuzlarının tekrar çökmesiyle dolar. Normal dentin opaktır. Dentin ana maddesiyle kanalların ışık kırma açıları farklıdır. Kanalların içi ana maddeye benzer bir maddeyle dolunca ışık aynı yönde kırılır ve saydam görünür. Bakteri bulunmayan bu bölgenin uyarılması ağrıya neden olur. Organik asit ataklarına karşı kollajen çapraz bağları bu bölgede bozulmamıştır. Transparan bölgede dentin kendini tamir ederek pulpa canlılığını koruyabilir (2, 8).

Subtransparan Dentin: İntertübüler dentinin demineralize olduğu ve kanal lümeninde ince kristallerin bulunduğu bir tabakadır. Odontoblast uzantıları hasar görebilir. Dentinin uyarılması ağrıya neden olan bu tabakada bakteri bulunmaz ve dentinin remineralizasyon kapasitesi vardır (2).

Normal Dentin: Düzgün odontoblastik uzantılı kanallara sahip, lümeninde kristal içermeyen normal dentindir. İntertübüler dentinde normal çapraz bağlantılı kollajen ve normal yoğunlukta apatit kristalleri içerir. Dentin kanallarında bakteri yoktur. Dentinin uyarılması keskin bir ağrı yaratır (2).

2.3. Dentin Çürüğünün Mikrobiyolojisi

Çürük dentinde bakterilerin istilası ile dentin kanalları bakterilerle dolmuş ve genişleyerek balonsu görüntüler oluşmuştur. Dentin dokusunda fazla kollagen yapı bulunduğundan dentin çürüğünde aminoasitleri fermente edebilen mikroorganizmalar bulunur. Gram pozitif anaeorobik ve flamentöz rodler arasında lactobasillus, eubacterium, propionibacterium, bifidobacterium ve actynomyces başta gelir. Daha az streptokoklar ve gram negatif bakteriler bulunur. Çürük dentin laktat, asetat, propionat ve butirat gibi organik asitler içerir. Laktat oluşumunda laktobasiller sorumlu iken, asetatın aktinomycesler, propionattan eubacterium ve propionibacterium sorumludur (13).

2.4. Dentin dokusunun yapısal özellikleri

Kronda minenin, kökte sementin altında konumlanmış olan dentin dokusu, diş sert dokuları arasında en fazla hacime sahip olan dokudur. Mat sarı renklidir, yüksek elastisiteye sahiptir. Sertliği sement ve kemikten fazla, mineden daha azdır (36). Dentin dokusu, kimyasal olarak ağırlıkça %70 inorganik kalsiyum hidroksil apatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), %18 organik çoğunlukla tip I kollajen fibril ve %12 sudan oluşur. Dentinin hacimce %50'sini inorganik, %25'ini organik materyal ve %25'ini su oluştur (37). Dentin dokusundaki organik ve inorganik yapıların oranları kişiden kişiye, yaşa ve diş üzerindeki lokalizasyona göre değişiklik gösterir (38).

Dentinin histolojik yapısı, dentin kanalları, peritübüler dentin, intertübüler dentin ve odontoblast uzantılarından oluşmaktadır. Mine-dentin sınırından pulpaya uzanan damar ve sinir içermeyen kanal ve kanalcıklar sistemi bulunur. Kanallar etrafındaki ince dallar aracılığıyla komşu kanallarla anastomoz yaparlar (39). Dentin kanalları kronda mine-dentin sınırından pulpaya doğru, kökte ise sementten pulpaya doğru birbirlerine yaklaşıp kıvrılarak ilerlerler. Bu tübüler yapının içinde odontoblast uzantıları denilen odontoblast hücrelerine ait protoplazmik uzantılar yer alır. Bunlara Tomes lifleri denir. Bu liflerden arta kalan boşluğu dentin lenfi doldurur. Normalde dentin kanalları içerisinde kan damarı ve hücre bulunmaz. Ancak pulpanın bazı patolojik hallerinde lökosit ve odontoblastların kanallar içine girdikleri görülmüştür (40, 41).

Dentin dokusunun mineral içeriği; bölgesel olarak farklılıklar gösterir. Dentin kanallarının hemen çevresinde bulunan hipermineralize dentin kılıfına “peritübüler dentin” denir. Peritübüler dentin; tübül duvarının iç yüzeyinde, mineralizasyonu daha yoğun ve daha homojen olan sekonder olarak birikmiş dentindir. Peritübüler dentin birikiminin artmasıyla tübül lümenleri tamamen tıkanır. Bu olay dentinde transparan bir görünüme sebep olur ve bu durum “sklerotik dentin” olarak adlandırılır (42).

Dentin dokusunun gövde kısmını oluşturan dentin kanalları arasında daha az mineralize olan dentine “intertübüler dentin” denir. İntertübüler dentin, hibrit tabakası oluşumunda esas rol oynayan kısımdır. Sıkıca birbiri içine girmiş kollajen fibril ağından oluşur. Apatit kristalleri bu fibriller üzerine ve arasına çökelmiştir (43).

Dentin kanalları içinde seyreden içleri sitoplazma ile dolu, ince duvarlı odontoblast hücre uzantıları bulunur. Odontoblast uzantıları orijin aldıkları odontoblast hücresine en yakın oldukları bölgede geniş çapta iken dentin yüzeyine doğru ilerledikçe daralıp küçülürler ve dallanarak sonlanırlar. Dentin kanalları içindeki odontoblast uzantıları, seyirleri boyunca yan dallar verirler ve bunlar komşu kanallardaki odontoblast uzantılarının yan dallarıyla anastomoz yaparlar (41, 44).

Dentin organik matriksinin % 90’ını Tip I ve Tip III kollajenler oluşturmaktadır. Kalan % 10’unu kollajenler dışındaki diğer proteinler ve organik matrikste mineral sentezinde görev alan lipitler oluşturmaktadır (45). Dentin matriksi, birçok büyüme faktörü ve sitokin içermektedir. Olgun insan dentininde, doku onarım sürecinde, hücresel cevap büyüme faktörleri tarafından sağlanmaktadır (46).

Ağız içindeki mikroorganizmalar, öncelikle minede, ardından dentinde inorganik matriksi (hidroksiapatit kristallerini) laktik asit, propiyonat gibi bakteriyel asitler aracılığıyla çözer. Asidik çevrenin varlığında, dentin kollajen matriksi demineralize olur ve çürük lezyonu ilerler (47). Öte yandan, bakteriyel asitler, fibröz kollajenleri hidrolize edemezler. Yapılan in vitro çalışmalarda, çürükle ilişkili bakterilerin dentini demineralize ettiği ancak, dentin organik matriksinde bozulmaya neden olmadığı gösterilmiştir (47, 49).

Hastalıkların oluşmasında sadece mikroorganizmaların sebep olmadığı konak kaynaklı faktörlerinde etkili olduğu düşünülmektedir. Bu faktörlerden biriside matriks metallo proteinaz (MMP) adı verilen bir enzim grubudur (50). Konak

kaynaklı matriks metallo proteinazların, bakteriyel asitlerin meydana getirdiği demineralizasyon süresince ya da bu sürecin sonrasında, dentin organik matriksinde bozulmaya neden olduğu bildirilmiştir (51, 52).

2.5. Kavite Dezenfeksiyonu

2.5.1.Kavite Dezenfektanlarının Kullanım Amaçları

Geleneksel kavite preparasyonunda çürükten etkilenmiş dokuların tümüyle temizlenmesi önerilirken, günümüzde adeziv sistemlerin geliştirilmesiyle sadece yumuşak ve denatüre olan çürük tabakasının temizlenmesi ön plana çıkmaktadır (53). Dişin restorasyonu öncesinde enfekte dentin dokusunun temizlenmesi ardından kalan dentin dokusunun sağlıklı olup olmadığı genellikle ayna ve sond yardımıyla yapılan görsel muayene sonucunda anlaşılmaktadır. Görsel ve dokunma duyularına dayanan bu yöntem, dentin dokusunun rengine ve sertliğine bakılarak karar verildiğinden oldukça subjektiftir ve bakteriyel durumu yansıtmada yetersiz kalmaktadır (54).

Araştırmacılar çürüğün saptanmasında daha objektif bir kriter olan boyaların kullanımını önermişlerdir. Görsel yöntemlerle çürüksüz olduğuna karar verilen dişlerin büyük kısmında boyanma saptanmıştır. Boyalarla belirlenen enfekte dokuların uzaklaştırılmasından sonra kavite içerisinde mikroorganizmaların tamamıyla elimine edilemediği, dişlerin %15-40'ında mikroorganizmaların kaldığı ve kavite tabanından pulpaya doğru 0,1-2,4 mm uzaklıkta dahi bulunabildikleri bildirilmiştir (53). Restorasyonun devamlılığı ve mikroorganizmaların eliminasyonu için antibakteriyel etkili restoratif materyallerin veya kavite dezenfektanlarının kullanılması önerilmektedir (55). Kavite dezenfektanları antibakteriyel özellikleri sayesinde restorasyon öncesinde; mine-dentin birleşiminde, smear tabakasında, kavite duvarlarında ve dentin tübüllerinde kalabilecek ve postoperatif hassasiyete, bakteri kökenli rezidüel çürüklerin tekrarına, pulpal enflamasyona yol açması muhtemel bakterilerin eliminasyonunu sağlayacaktır (53). Self-etch adeziv sistemlerin uygulamasından sonra bakterilerin smear tabakasında enzimatik aktivitelerini sürdürebileceği bildirilmektedir. Kavite dezenfektanlarının adeziv rezinlerle birlikte kullanıldığında yeniden nemlendirme (rewetting) işlemini gerçekleştirdiği, daha iyi bir bağlanmanın sağlanabildiği ve postoperatif hassasiyeti önlemeye yardımcı olduğu da iddia edilmiştir. (53, 56).

2.5.2.Kavite Dezenfeksiyonunda Kullanılan Maddeler

Günümüzde adeziv sistemlerin hızla gelişmesiyle kavite preparasyonunda koruma için genişletme prensibinin yerini minimal invaziv yaklaşımlar almıştır. Açılan kavitelerde kalabilecek mikroorganizmaların inhibisyonu önem kazanmıştır. Geçmiş dönemlerde fenol, timol, gümüş nitrat, potasyum siyanit gibi kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılan kimyasallar, pulpa dokusu üzerine irritan etkileri nedeniyle artık kullanılmamaktadır (57).

Son 20 yıldır araştırmacılar kavite dezenfeksiyonunda hidrojen peroksit, Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA), sodyum hipoklorit (NaOCl), klorheksidin diglukonat ve iyodin içeren kimyasal maddeleri test etmişlerdir. Bunların dışında fosforik asit, kalsiyum hidroksit, potasyum iyodür ve bakır sülfat da kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılmıştır. Günümüzde ise antibakteriyel bondingler, lazer ve ozon gazı da kavite dezenfeksiyonu için kullanılabilecek yöntemler arasında sayılmaktadır (55, 58).

Kavite dezenfeksiyonunda ;

Klorheksidin glukonat (CHX)

Hidrojen peroksit (H_2O_2)

Sodyumhipoklorit (NaOCl)

Benzalkonyum klorür

İyodin solüsyonları

Fosforik asit

Antibakteriyel bondingler ve Ozon kullanılmaktadır (54, 59).

2.5.2.1.Klorheksidin Glukonat

Sentetik kemoterapötik ajan olan klorheksidin 1953'den beri tıpta yaygın olarak kullanılmaktadır. En çok dihidroklorit, diasetat ve diglukonat tuzları şeklinde bulunur. Diş hekimliğinde klorheksidin glukonat halinde kullanılır (1). 1954 yılında

cilt yaraları için antiseptik olarak kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanımına cerrahi işlem öncesi ağız dezenfektanı olarak ve endodontide kanal irrigasyon maddesi olarak başlanmıştır. Günümüzde ağız antiseptiği, kavite dezenfektanı olarak kullanım alanı bulmuştur (60). Son araştırmalarda dentin kollajen fibril ağını yıkarak matriks bozulmasından sorumlu tutulan MMP enzimlerinin inhibisyonunu gerçekleştirdiği de gösterilmiştir. (50).

2.5.2.1.a.Etki Mekanizması

Açık formülü 1,6-di(4-chlorophenyl-diguanido)-hezane olup kapalı formülü $C_{22}H_{30}Cl_2N_{10}$ olan kuaterner amonyum yapı, bis-biguanid bileşiğidir. Düşük toksisiteye ve geniş spektrumlu antibakteriyel etkiye sahiptir. Pozitif yüklü katyonik özelliği nedeniyle bakteri hücre duvarı, ekstrasellüler polisakkaritler, hidroksiapatit, pelikül, tükürük münşileri ve oral mukoza gibi negatif yüklü yüzeylere afinite gösterir. Düşük konsantrasyonda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonda bakterisittir. Bu özelliği katyonik yapıdaki klorheksidin glukonatın bakteri yüzeyindeki anyonik yapılara, örneğin gram pozitif (+) bakterilerde fosfat gruplarına, gram negatif (-) bakterilerde yüzeydeki lipopolisakkaritlere bağlanır. Bu bağlantı bakteri yüzeyinin bütünlüğünün bozulmasına neden olur. Sitoplazmik membran zarar gördüğünde ilk gözlenen madde potasyum iyonudur. Sitoplazmik membranın geçirgenliğinin değişmesi, sitoplazmik proteinlerin çökmesini artırır, hücrel osmotik dengeyi değiştirir, metabolizmayı, hücre büyüme ve bölünmesini zarara uğratar. Ayrıca membran Adenozin Trifosfatazi (ATP-az) ve anaerobik süreci inhibe ederek mikroorganizma ölümüne neden olur (53).

Antibakteriyel etkinliğini pH 5,5- 7 arasında iken gösterir. Klorheksidin etkisi ortamda pü, kan, serum ve süt gibi bazı protein maddelerin varlığında azalır. Aynı zamanda klorheksidin katyonik özelliğinden dolayı sabun, fosfat ve nitrat gibi anyonik bileşikler içinde antibakteriyel etkisi azalır (61). Klorheksidin fakültatif anaerob ve aerob bakteriler ile gram(+) ve gram(-) bakteriler üzerinde etkilidir. Etkisi anaerob bakterilere, aerob ve fakültatif anaerob bakterilerden daha yüksek bulunmuştur. Gram(+) bakterilerden özellikle S.Mutans üzerinde etkilidir. LB'ler genel olarak klorheksidinden etkilenmezler. Aktinomiçes türleri ise klorheksidine

hassastır (62-64). Pek çok mantar sporları klorheksidine dirençli olup etkilenmemektedir (60, 61, 65).

Ağız ve boğaz enfeksiyonlarında 5 mg klorheksidin hidroklorit ve 2,5 mg benzokain kullanılır (66). %1 oranında sulandırılarak cerrahların hijyenik el temizliğinde, yaraların dezenfeksiyonunda, cilt ve müköz membranların silinmesinde antiseptik losyon olarak kullanılır (13). Klorheksidin belirlenmiş antimikrobiyal etkiye sahip geniş spektrumlu antiseptik etkisi yanında karyojenik bakteri sayısını azalttığı yapılan çalışmalarda kanıtlanmıştır (67). Diş hekimliğinde klorheksidin en yaygın olarak gargara, kavite dezenfektanı, jel veya vernik şeklinde kullanılır. Son dönemde kanal irrigasyon solüsyonu olarak da kullanılmaya başlanmıştır (68,69). Vernik formu ile kök yüzeylerinde, fissürler ve ara yüzeylerde 3-6 ay süreyle karyostatik etki sağlar (70).

2.5.2.1.b.Yan etkileri:

Klorheksidin uzun süreli kullanımına bağlı tat almada değişiklik, metalik tat, nazal konjesyon, öksürük, ağız mukozasında deskuamasyon, dilde ve dişlerde boyanma ve diş taşı oluşumunda artış oluşabilir. Direkt temas etmesi halinde gözde konjoktivit ve kolit, kulakta ototoksitite ve sağırılık gibi yan etkileri olabilir. Gastrointestinal bölgeden çok az ya da hiç absorbe olmaması özelliği nedeniyle akut oral toksisite oranı oldukça düşüktür. Klorheksidin uygulamalarından sonra dişlerde ve restorasyonlarda renklenmeler görülebilmektedir. Periyodik olarak 1 hafta süreyle klorheksidin gargara kullanan bireylerde ağızdaki kompozit dolgu, restorasyon ve dişlerde açık kahverengiden koyu kahverengiye kadar değişebilen renklenmeler ortaya çıkabilmektedir. Klorheksidin kullanımını takiben oluşan bu lekeler diş yüzeylerinden kolaylıkla uzaklaştırılabilir. Bunun dışında klorheksidin gargara ve jellerin haftalarca kullanımını takiben görülen tat bozuklukları da bildirilmiştir (66, 71).

Klorheksidin surfaktanlar ile inaktive olur. Bu nedenle macunların içine katılmaz ve hastalar diş fırçalama öncesi veya sonrasında 30 dakika boyunca klorheksidinli gargara kullanmamaları konusunda uyarılmalıdır (72).

2.5.2.1.c. Klorheksidin ve MMP ilişkisi

Matriks metalloproteinazlar (MMP), çinko ve kalsiyuma bağlı olarak salgı ya da transmembran enziminden oluşan, ekstrasellüler matriks proteinlerinin yıkımından sorumlu bir enzim ailesidir. Bu matriks metalloproteinazların 28 tanesi insan dokularında tanımlanmıştır. Yapısal özelliklerine göre MMP'ler, salgı ya da membrana bağlı olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Doku gelişimi ve farklılaşmasında, yeniden şekillenmede, ovulasyon, hücre göçü, anjiogenez ile birçok hastalığın patolojisinde MMP'ler önemli rol oynamaktadır. Kanseri, artrit, inflamasyon, multipl skleroz, kronik yaralar, kronik akciğer hasarı, bronşiyal astım, pulmoner tansiyon MMP'lerin rol aldığı başlıca hastalıklardır (50, 52, 73, 74).

MMP'ler lökositler, keratinositler, fibroblastlar, makrofajlar, kondrositler, düz kas hücreleri gibi epitelyal ve mezenşimal kökenli hücreler tarafından sentezlenirler. Ağız ortamında çoğu odontoblast hücreleri tarafından sentezlenirler. Mineralize dentin matriksine tutunan, demineralize dentinin organik matriksini hidrolize etme yeteneğine sahip proteolitik enzimlerdir. Diş dokusunun gelişiminde, dentin çürüğü ilerlemesinde ve rezin bazlı restorasyonlarda oluşan hibrit tabakanın bozulmasından sorumlu tutulmaktadır. (75). Dentin matriksi yapısında MMP-2, MMP-8, MMP-9 ve MMP-20 vardır. MMP-8 kollajenaz, MMP-2 ve 9 jelatinaz aktivite gösterir. Bu endojen enzimler, demineralizasyon sonucu açığa çıkan dentin kollajen fibril ağını yıkarak matriks bozulmasını organize eder (51, 76-79).

İn vitro çalışmalar, karyojenik bakterilerin dentin yüzeyinde demineralizasyona neden olduğunu, ancak dentin kollajen matriksinin yıkımına neden olmadıklarını göstermiştir. Araştırmacılar mineralize dentin matriksindeki konak türevli MMP'lerin asitleme işlemi sonrasında aktive olduklarını ve kollajen matriks bozulmasından bu durumun sorumlu olduğu sonucuna varmışlardır (69). MMP'lerin etkili olduğu bir diğer durum da rezin dentin bağlantısıdır. Resin dentin bağlantısının zaman içerisinde azaldığı kanıtlanmıştır. Adeziv sistemlerde asitleme işlemi sonrasında dentindeki resin monomer difüzyonunda azalma hibrit tabakanın alt kısımlarında bozunmuş kollajen fibrilleri içeren tamamlanmamış infiltrasyon bölgeleri oluşturur. Resin dentin arayüzünde stabilite kaybında kollajenin hidrolitik bozulmasının rolü vardır ve bu bozunma bakteriyel enzimlerin yokluğunda dahi görülebilir (50, 69, 80).

Günümüzde fosforik asit, klorheksidin, EDTA, galardin, benzalkonyum klorit (BAC), alkol kullanılan MMP enzim inhibitörleridir. Düşük konsantrasyonlarda dahi klorheksidinin MMP inhibitör etkinliğinin çürük süreci ve hibrit tabakanın bozulmasında etkili olan dentin kaynaklı MMP üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir. Geniş kullanım alanı bulan klorheksidinin asitle pürüzlendirilmiş dentine uygulanmasının kollajenolitik aktivitenin güçlü biçimde baskılandığı bildirilmiştir (50, 69, 80).

2.5.2.2. Hidrojen Peroksit

Peroksitler dokulardaki reaktanlar ile karşılaştıklarında oksijeni (O_2), serbest bırakır. O_2 anaerob bakteriler için öldürücü etki gösterir (82). Hidrojen peroksit (H_2O_2), renksiz ve kokusuz bir sıvıdır. H_2O_2 'nin, bakteriler, mantarlar, virüsler ve sporlu mikroorganizmalar üzerinde antibakteriyel etkiye sahip olduğu görülmüştür. H_2O_2 'nin esas antibakteriyel etkisi oksidasyon özelliğine dayanmaktadır. Bu nedenle herhangi bir restoratif materyal kaviteye yerleştirmeden önce, kavite duvarlarının % 2-3'lük H_2O_2 emdirilmiş pamuk pelet ile temizlenmesi tercih edilen bir dezenfeksiyon yöntemidir (54).

H_2O_2 'nin su ve oksijene parçalanması ile ortaya çıkan O_2 'nin, rezin bazlı materyallerin polimerizasyonunu inhibe etmesi bir dezavantajdır. Günümüzde farklı konsantrasyonlardaki H_2O_2 'nin, kavite dezenfeksiyonunda kullanılmasının, kompozit rezin restorasyonların mikrosızıntısını artırdığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (84, 85).

2.5.2.3. Sodyum Hipoklorit

Sodyum hipoklorit ($NaOCl$), dilüe kostik sodada sıvı veya gaz halinde bulunan klorinle reaksiyona girmesi sonucunda oluşan yeşilimsi rengi olan bir sıvıdır (1). $NaOCl$ antimikrobiyal etkisini, hücre proteinlerini oksitleyip hidrolize ederek ve hipertonsite sayesinde ozmotik olarak hücre sıvılarını çekerek gösterir. pH'sı 11-12'dir. Proteinleri eriterek peptit bağlarını koparır ve proteinlere temas ettiğinde azot, formaldehit ve asetaldehit oluşturur. Bu süreç boyunca amino grupları içerisindeki hidrojen, klor tarafından yerine konularak antimikrobiyal etkinlikte rol oynayan kloramin şekillenmiş olmaktadır (82).

Sodyum hipoklorit, bakteriler, bakteriofajlar, virüsler, sporlar ve mayalara karşı etkili olabilen geniş spektrumlu bir antimikrobiyal ajandır. %5.25' lik konsantrasyonunun *E. fecalis* ve *S. Mutans* üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (54).

Çoğunlukla tekstil, deterjan, kâğıt, gıda sanayisinde ve atık suların arıtılmasında kullanılmaktadır. Birinci dünya savaşı sırasında %1'lik NaOCl yara dezenfektanı olarak kullanılmıştır (1). Endodontide NaOCl'nin % 0,5 ile % 5,25 arası değişen konsantrasyonları kullanılmaktadır (82). Sodyum hipokloritin kök kanal irrigasyonunda oksijenli su, klorheksidin ve EDTA ile kullanımı önerilmiştir. Özellikle H_2O_2 ile birlikte kullanıldığında, dentin kanallarının tamamına yakınına etkili bir şekilde temizleyebildiği gösterilmiştir. Sodyumhipoklorit, sodyumklorür ve oksijene parçalanarak etki göstermektedir. Araştırmacılar dezenfektanın konsantrasyonu düştükçe antimikrobiyal etkiniliğinin de azalacağını belirtmişlerdir (54, 82).

2.5.2.4.İyodin Solüsyonları

Uzun yıllar deri antiseptiği olarak kullanılan iyodoforlar günümüzde tıp ve diş hekimliğinde el ve deri antisepsisinde, operasyon öncesi ve sonrasında, cerrahi yara ve deri infeksiyonlarının tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Gram (+) ve gram (-) mikroorganizmalar üzerine bakterisit etkileri vardır. Hücre duvarına penetre olan iyot oksidatif yolla bakterilerde elektron transportunu bozar. Etkinliği güçlü ve hızlıdır. Etkinliği pH, ısı, uygulama süresi ve konsantrasyon ile değişkenlik göstermektedir (60). Sporlar üzerine etkilidir, ancak bu etki çok yavaş olduğu için el dezenfeksiyonunda pek önemi yoktur. Funguslar ve virüslere karşı düşük aktivite göstermektedirler. İyodin içerikli solüsyonların uzun süre kullanılmasıyla hipotiroidi ve allerjik reaksiyonlar gelişebilir(60)

2.5.2.5. Benzalkonyum Klorür

Dört değerli amonyum bileşiğidir. Gram (+) ve bazı gram (-) bakterilere karşı antibakteriyel özelliği vardır. Sporlar üzerinde etkili değildir (86). Benzalkonyum klorürün % 0,01-0,1'lik solüsyonu cilt ve mukoza yüzeyine antiseptik olarak, 1/40,000-1/20,000 konsantrasyonundaki solüsyonu ise mesane, vajina ve diğer vücut boşluklarının irrigasyonu için kullanılır (87).

Benzalkonyum klorür, deterjan orijinli, hem temizleyici hem antiseptik etkili bir dezenfektandır. Deterjanlar mikroorganizmaların yüzey gerilimini düşürürler (33). Mikroorganizmaların özellikle Gram (-) bakterilerin hücre duvarları lipoprotein ağırlıklı yapıda olduğundan, yüzey aktif deterjanlardan olan benzalkonyum klorür, bu yapıyı etkiler, sitoplazmik membranın selektif geçirgenliğini bozar ve bakterisidal etki gösterir (33).

Yapılan çalışmalarda, benzalkonyum klorürün S.Mutans gibi mikroorganizmalar üzerinde güçlü bir antibakteriyel etkinliğe sahip olduğu gösterilmiş ve bu preparatın, restorasyon öncesinde kavitedeki rezidüel mikroorganizmaların eliminasyonu amacıyla kullanımının uygun olacağı belirtilmiştir (88, 89).

2.5.2.6. Fosforik Asit

Fosforik asit diş hekimliğinde kavite dezenfeksiyonunu sağlamak ve dentinin preparasyonu sırasında oluşan smear tabakasını uzaklaştırmak için kullanılmaktadır. Smear tabakası mikroorganizmaları barındırması, kanal ağzlarını tıkaması, adeziv dolgu materyallerinin dentine tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemesinden dolayı, adeziv uygulanmasından önce bu tabakanın kaldırılması görüşü mevcuttur. Fosforik asit solusyon, jel ya da yarı jel biçiminde kullanılır (37).

Günümüzde smear tabakasının kaldırılmasında fosforik asit başta olmak üzere; okzalik asit, sitrik asit, maleik asit ve nitrik asit kullanılmaktadır (90, 91). Kullanılan asitlerin etkileri, asidin konsantrasyonuna, tipine, pH'sına, uygulama süresine, kavitenin derin veya yüzeysel oluşuna bağlı olarak değişmektedir (37, 54, 91).

2.5.2.7. Antibakteriyel Bondingler

Günümüzde kullanılan bağlayıcı sistemlerin karyojenik bakterilere karşı etkilerinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların sonuçları bağlayıcı ajanların düşük düzeyde de olsa antibakteriyel özelliklerinin bulunduğunu göstermektedir. Ancak bu durum genellikle bağlayıcı sistemlerin içerisine farklı amaçlarla katılmış olan maddeler sayesinde ortaya çıkmaktadır. Örneğin,

glutaraldehit içeren ürünler antibakteriyel etki göstermektedir (92-95). Antibakteriyel amaçla kullanılan glutaraldehit başlangıçta bonding ajanların dentine bağlanma yeteneğinin artırılması amacıyla kullanılmıştır. Ancak glutaraldehit içeren dentin bonding sistemlerin; Streptokok'lar, Laktobasil'ler ve Aktinomiçes'lere karşı belirgin bir antibakteriyel etki sağlamasının rapor edilmesiyle, antibakteriyel amaçlı kullanımı hedeflenmiştir (93, 96, 97).

Self-etching primer solüsyonların pH'larının 3'ün altında olması nedeniyle antibakteriyel etkinliklerinin bulunduğu düşünülmektedir (94, 98, 100, 101). Ancak self-etching adeziv sistemlerde, asitleme sonrası su ile yıkama işlemi olmadığı için bünyesinde bakteri barındıran smear tabakası kaviteden uzaklaştırılamamaktadır. Dolayısıyla bu sistemlerin uygulanmasından önce kavitenin dezenfekte edilmesi önerilmektedir (101).

Kavite dezenfektanlarının kullanılması kompozit rezinlerin bağlanma direncini olumsuz etkileyebilmektedir. Bu nedenle antibakteriyel etki göstermesi amaçlanan bondingler üretilmiş ve bunların kavite içerisinde kalmış olan bakterileri elimine etmesi hedeflenmiştir (89,99,102,103).12-metacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) isimli antibakteriyel ajan ve polimerize olabilen bir methacryloyl grubun içine dahil edilmesiyle yeni adeziv sistemler geliştirilmiştir. Böylece adeziv sistemlerin ışık uygulama öncesi ve sonrasında antibakteriyel aktivite göstermesi amaçlanmıştır. (103-105).

2.5.2.8. Ozon

Ozon (O_3), üç oksijen atomunun bir araya gelmesiyle oluşan doğal bir bileşiktir. Doğada, güneşten gelen mor ötesi ışınların atmosferdeki oksijeni parçalayarak, ortaya çıkan oksijen atomlarının ortamdaki diğer oksijen molekülleriyle birleşmesi sonucu oluşmaktadır. Atmosferdeki ozon gazının % 90'a yakını, yer yüzeyinden yaklaşık 20-50 km yüksekte bulunan stratosfer tabakası içinde yer almaktadır. Geri kalan %10' luk ozon gazı ise atmosferin yere en yakın tabakası olan 10-15 km' ler arasındaki troposfer tabakası içinde bulunmaktadır. Atmosferde stratosfer tabakası içerisinde bulunan ozon, ultraviyole radyasyonunun etkisiyle bir taraftan oluşurken, öbür taraftan da yok edilmektedir (106, 107).

Atmosferin özellikle üst tabakalarında oldukça bol bulunan O₃ molekülü oda sıcaklığında açık mavi renkli bir gaz olarak bulunur. Havadaki konsantrasyonu 2 milyonda bir (ppm) iken kendine has bir kokusu vardır (108). Moleküler ağırlığı 47,98 g/mol olan ozon üç atomlu kararsız bir bileşiktir. Üç oksijen molekülü 68,4 Kilokalori (Kcal) enerji ile iki ozon molekülünü meydana getirir. Ozon oluşumu tepkime formülü: $3 O_2 + 68,400 \text{ cal} \rightarrow 2 O_3$ şeklindedir (109).

Ozon oksijene göre 1,6 kat daha yoğun ve suda çözünürlüğü 1 kat daha fazla olan bir moleküldür. Biyolojik sıvılarda çözünmüş olan organik ve inorganik moleküllerle anında tepkimeye girmektedir (106).

2.5.2.8.a. Ozonun Tarihçesi

1785’ te Van Marum statik elektrik makinesinin yanında elektrik kıvılcımları oluşurken tuhaf bir kokunun varlığını keşfetmiştir ve “elektriğin kokusu”olarak adlandırmıştır. 1840’ ta Christian Freidrich Schönbein adlı Alman kimyager, bu meşhur kokuyu veren gazı tespit etmiş ve üzerinde çalışarak gaza Yunan dilinde “koklamak” anlamına gelen “OZONE” adını vermiştir (106).

İlk ozon jeneratörü 1857’de Werner Von Siemens tarafından Almanya’da geliştirilmiştir. Silindirik dielektrik tüp günümüzdeki ticari ozon jeneratörlerinin prototipidir. Terapötik olarak ilk kullanımı kanın saflaştırılması için C. Lender tarafından 1870’de gerçekleştirilmiştir. 1885’de Dr. Charles J. Kenworthy ozonun tıbbi uygulamaları ile ilgili ilk önemli araştırmayı yayınlamıştır. 1911’de ozonun Dr. Kellok tarafından dezenfektan olarak difteride kullanılabileceği belirtilmiştir.

1915’de Dr. Albert Hans Wolf 1. Dünya Savaşı sırasında kangren ve yaraları ozonla tedavi etmiştir. 1926 yılında Warburg O. kanserin hücre düzeyinde oksijen azlığından meydana geldiğini bildirip, bu tespiti ile 1931 ve 1944 yıllarında Nobel ödülü almıştır (110).

Ozon diş hekimliğinde ilk olarak 1933 yılında Dr. E.A. Fisch tarafından enfekte yara yüzeylerini ve kronik periodontal enfeksiyonları tedavi etmek amacıyla sıvı formunda kullanılmıştır. Dr. E.A. Fisch ozonu Alman cerrah Dr. Erwin Payr’a tedavi amacıyla önermiştir. Dr. Erwin Payr ozon ile tanıştıktan sonra kendi operasyonlarında kullanmaya başlamıştır. Elde ettiği bulguları 1935 yılında Berlin’ de Alman Cerrahi Birliği’nin düzenlediği kongrede sunmuştur (110). Daha sonra

gelen durgunluk döneminin ardından 1980'lerin sonunda medikal ozon tekrar dental araştırmalar ve pratik uygulamalarda yerini almaya başlamıştır (107).

2.5.2.8.b. Ozonun Diş Hekimliğinde Kullanımı

Güçlü antibakteriyel, antiviral ve antifungal etkisi ile hızlı ve etkili yara iyileştirici özellikleri sayesinde ozon tedavinin kullanım alanları giderek artmaktadır. Yüksek oksidasyon kuvveti, ozonun bakterilerin tahribatında tam etkin bir rol oynamasını sağlamaktadır. Ayrıca ozon, havada bulunan oksijenin parçalanması yoluyla elde edildiği için kararsız yapısı nedeniyle dezenfeksiyon görevini tamamladıktan sonra daima ham maddesi olan oksijene dönüşmektedir. Ozon gazının dezenfeksiyon sonrasında artık ve kalıntı bırakmayan tek dezenfektan oluşu, ozonu diğer dezenfektanlara göre avantajlı kılmaktadır (111).

Ozon molekülü, bakterilerin hücre duvarlarını ve hücre çeperlerini okside ederek yok eden, çok güçlü bir ajandır. Ozon çürük dokusuna penetre olabildiği için, bakterileri ve oluşturdıkları asitleri büyük oranda ortadan kaldırır ve karyojenik mikroorganizmalar tarafından üretilen pirüvik asiti, asetat ve karbondioksit dönüştürerek ortamı daha alkalin bir hale getirir (112,113).

İn vitro çalışmalarda, ozon taşıyıcı bir sistem olan Heal Ozone'u kullanılarak kök yüzeyi çürüklerinde 10-20 saniyelik ozon uygulamasının, mikroorganizma sayısını büyük ölçüde azalttığı gösterilmiştir. Tükürük örneklerindeki *S. mutans* ve *S. sobrinus* bakterilerinin ozon uygulamasından sonra büyük ölçüde elimine olduğu da gözlenmiştir (114).

Ozon diş hekimliğinde;

1. Fissür ve pit çürükleri
2. Dentin çürükleri
3. Kök çürükleri tedavisi
4. Kavite Dezenfeksiyonu
5. Dentin hassasiyetinin tedavisi
6. Dişlerin beyazlatılması
7. Kök kanal tedavisi
8. Ortodontik braketler etrafındaki demineralizasyonun önlenmesi

9. Aft ve herpes tedavileri
10. Postoperatif ağrı tedavisi
11. Aletlerin sterilizasyonunda
12. Dental ünit sularının temizliğinde kullanılmaktadır. (112, 113, 115).

Medikal amaçlı ozon kullanımı gaz, ozonize su ve ozonize zeytin yağı şeklindedir. Gaz formu, %95 ile %99,95 oranlarında değişen saf oksijen gazı ve %0,05 ile %5 oranlarında değişen saf ozon gazı karışımından oluşur. Diş hekimliğinin bir çok alanında kullanılmaktadır (116-118).

Ozonize su; soğuk klorsuz suyun seramik filtreden geçirilen ozon gazı ile işleme tabi tutulmuş halidir (119). Bir litre suyun ozonlanması için gereken süre 20 dakikadır (dk). Ozonun yarı ömrü distile su içinde, oda ısısında yaklaşık 30 dk olduğundan, ozonlu suyun elde edilmesinden hemen sonra kullanılması önerilir. Yeni hazırlanmış ozonlu distile su buzdolabında yaklaşık 1 saat saklanabilir (120, 121). Diş hekimliğinde hem dezenfektan olarak hem de diş çekimi sonrasındaki yaraların tedavisinde, kandida ve parodontitis vakalarında kullanılır (122).

2.5.2.8.c. Ozon Toksisitesi

Ozonun bildirilen yan etkilerinin kullanım hatalarından kaynaklı lokal etkiler olduğu bildirilmiştir. Özellikle ozonun solunması solunum sistemi ve diğer organlar için toksik etki oluşturmaktadır. Bu sebeple topikal uygulaması yapılırken yan etkileri ve inhalasyonu önlemek için aspiratör kullanılmalıdır. Üst solunum yolu irritasyonları, rinit, baş ağrısı, öksürük ve nadiren bulantı yan etkileridir. Bunun dışında ozonun yan etkileri yok denecek kadar azdır. İntoksikasyon durumunda hasta sırt üstü yatar pozisyona getirilir, nemli oksijen solutulur. Hastaya askorbik asit, E vitamini ve nasetilsistein verilir (123).

2.6. Kompozit Rezinler

Diş hekimliği pratiğinde en eski ve günümüzde de yaygın kullanımı olan restoratif dolgu materyali amalgamdır. Ancak amalgamın hem estetik problemi hem de cıvanın salınımı nedeniyle nefrotoksik ve nörotoksik etkileri kompozit rezin materyallerin kullanımını gündeme getirmiştir. Estetik dolgu materyallerinin gelişmesi akrilik rezinler ve daha sonra silikat simanlar ile başlamıştır (2).

Adeziv diş hekimliğinde asit tekniğinin 1955 yılında Buonocore tarafından tanıtılmasından sonra mine ve dentin dokusuna adezyonla bağlanan, 1962 yılında Dr.Ray Bowen tarafından tanıtılan kompozit rezinler, günümüze kadar sürekli olarak gelişim göstermişlerdir (124, 125).

Kompozit rezinler; silikat cam partiküllerinin akrilik monomer ile karışarak polimerize olması sonucu oluşur. Bu karışımda silikat partikülleri kompozitin mekanik gücünü artırmakta, materyale mine benzeri translüsensi sağlayan ışık geçirgenliği ve ışık saçılması sağlamaktadır. Akrilik monomerler ise materyale akışkanlık getirerek kaviteye yerleştirilebilmesini ve şekillendirilmesini sağlarlar (2).

Kompozit rezinler organik matriks, inorganik doldurucu partiküller ve ara faz olmak üzere üç ayrı fazdan oluşur.

Organik faz; bisfenol A ve glisidil metakrilat ürünlerinden oluşan bis-fenol A diglisidil metakrilat (Bis- GMA) monomerleri ya da çift fonksiyonlu dimetakrilat bazlı üretan dimetakrilat (UDMA) monomerleri içerirler. İyi adezyon sağlayan ve renk değişikliği daha az olan (UDMA) matriks olarak kullanılmıştır. Oldukça visköz olan bu iki monomer alifatik yapıdaki çok düşük viskoziteli bir başka çift fonksiyonel monomer olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ile dilüe edilmiştir. Organik matriks içerisinde polimerizasyon hızlandırıcı (accelerator) ve başlatıcıları (initiator), ultraviyole stabilizatörleri, rezinin ısı, ışık ve kendi kendine polimerizasyonunu engellemek için fenol türevi 4-metoksifenol ve 2, 4, 6-tersiyerbütülfenol inhibitörleri ilave edilmiştir (2, 37).

İnorganik faz; matriks ağız içi kuvvetlere karşı koyabilecek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmadığından matriks içinde dağılmış çeşitli şekil ve büyüklüğünde kuartz, kolloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitriyum cam baryum alüminyum silikat ve stronsiyum alüminyum silikat gibi dolduruculu partiküllerden oluşur. Bu maddeler kompozitlere bazı nitelikler kazandırır. Örneğin silika partikülleri, kompoziti mekanik olarak güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar (37).

Kompozitin organik matriksi ile inorganik fazın bağlanmaya ihtiyacı vardır. Bu bağlanma **ara faz** 3-metakriloksi propil trimetoksi silan ile gerçekleştirilir. Organik silisyum bileşiği olan silanlar silika partiküllerinin yüzeyini kaplar. Modern kompozitlerde silika partiküllerinin yüzeyi önceden silan bağlanma ajanlarıyla

kaplanmış ve silika yüzeyinde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu bir katman oluşturulmuştur. Bu molekülün bir ucu silika yüzeyindeki hidroksil iyonu ile diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır (37). Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse eklenme biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (37).

2.6.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine göre:

Kompozit Rezin	İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü	İnorganik doldurucu partikül yüzdesi
Megafil	50 -100 μm	
Makrofil	10 -100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0 -1 μm	%75-85
Mikrofil	0.01 - 0.1 μm	%35-60
Hibrit	0.04 – 1 μm	%75-80
Nanofil	0.005 - 0.01 μm	%78,5

Polimerizasyon yöntemlerine göre

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler

Işık ile polimerize olan kompozitler

Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler

Viskozitelerine Göre

Kondanse olabilen kompozitler

Akışkan kompozitler

2.6.1.1.İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozit rezinler;

Megafil Kompozitler:

Megafil kompozitlerde doldurucu partiküller 50-100 μm büyüklüğündedir. Oklüzal değim yüzeylerine ya da çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve “insert” diye adlandırılan cam partikülleri de (0,5-2 mm) mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir (37) .

Makrofil Kompozitler:

Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 μm arasındadır. Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70-80’dir. Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz veya ağır metal cam partikülleridir. Bu kompozitlerin dezavantajları; partiküllerin büyük ve sert olması nedeni ile organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınması ve bitirme işlemlerinin zor olmasıdır. Bu önemli sorun renk değişikliği ve plak birikimine neden olur. Oklüzal aşınmalara dirençli olmayan bu tür kompozitlerin posterior dişlerde kullanımı sakıncalıdır (37).

Midifil Kompozitler:

Doldurucu partiküllerin büyüklüğü 1-10 μm arasındadır. Makrofil partiküllerinin daha az olmasına karşın midifil ve makrofil kompozitler geleneksel kompozitlerdir. Makrofil kompozitlerle benzer özellikler nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedirler (37)

Minifil Kompozitler:

Küçük partiküllü kompozitler de denilen bu tip kompozitlerde partikül büyüklüğü 0,1-1 μm arasındadır. Partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. Partiküllerin organik polimer matriks içerisinde serbestçe dağılabilir olması, partikül miktarını arttırmış ve partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85’e ulaşmıştır. İnorganik doldurucular; kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kuartz yerine kullanılan bu tür partiküller aşınmaya karşı direnci artırmış ve kompozite radyoopasite kazandırmıştır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil ve midifil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Estetik olarak üstün fakat çiğneme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır (37).

Mikrofil Kompozitler:

İnorganik doldurucu büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasında olan kolloidal silika partükülleri içerir. Mikrofil kompozitlerde partüküller makro partüküllerden 200-300 kez daha küçüktür. Partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça %35-60'dır (37). Mikrofil kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri makrofil kompozitlerle benzer, sıkışma dayanıklılıkları ise daha üstündür. Partikül oranındaki azalma, monomerin fazlaşması su absorpsiyonunu artırmış, ısısal genleşme kat sayını yükseltmiş ve elastisite modülüsünü azaltmıştır. Doldurucu partüküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınır. Bu nedenle makrofil kompozitlere göre bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra daha düzgün bir yüzey elde edilir. Elastisite modülüsü düşük olan bu kompozitler anterior bölge ve servikal restorasyonlarda kullanılabilirler (37).

Hibrit Kompozitler:

Yüksek oranda doldurulan mikrofillerin kullanım zorluğunun anlaşılmasından sonra farklı büyüklükteki doldurucu partüküllerin kompozit rezinlere eklenmesiyle hibrit kompozitler elde edilmiştir. Partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşır. Fiziksel ve mekanik özellikleri ile makropartiküllü ve minifil kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikropartiküllü kompozitlere benzemektedirler (2, 37).

Nanofil Kompozitler:

Son yıllarda nano dolduruculu 0,005-0,020 µm boyutunda partüküller içeren kompozitler üretilmiştir. Bu tip kompozit sistemlerin içinde topaklanmayan 1/4 oranında, alümina ve silika karışımından oluşan ayrık nano parçacıklar homojen bir şekilde dağılmıştır. Kullanılan nano parçacıkların ortalama büyüklüğü 80 nm'dir. Nano partüküller ayrıca öbekler halinde birleşip geniş kitleler halinde hibrit kompozitlere katılabilirler (2, 126).

Nanomer içeren kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere oranla yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık açısından daha üstün bir performans sağlarlar. Nanopartiküllü kompozitlerin partikül boyutları görünür ışığın dalga boyundan daha küçüktür. Bu sebeple restorasyonun optik özellikleri ve estetik performansı artar ve anterior bölge restorasyonlarında tercih edilebilir. Yapılarına daha yüksek oranda

doldurucu partikül eklenebilmesi kırılma ve aşınma dirençlerini artırmaktadır. Nano kompozitlerde doldurucu oranının artmasıyla beraber organik polimer matriksinin kapladığı alan hacimce azalmaktadır. Bununla beraber polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amaçlanmış olup su emilimi ile alınan boyayıcı maddelerin rezine penetrasyonu zorlaşmıştır (127).

2.6.1.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler;

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler; İki pat halinde üretilen, karıştırılmasıyla polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı kompozitlerdir. Patlardan birinde benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandırıcı organik amin bulunur. Polimerizasyonu kimyasal olan kompozitler servikal lezyonlarda, kök çürüklerinde, kama şeklindeki defektlerde ve III. Sınıf restorasyonlarda tercih edilir (37).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler; Bu tür kompozitler tek pat sisteminde üretilmişlerdir. 2 mm kalınlığındaki rezinin polimerizasyonu için görünür mavi ışığın, 400-500 nm dalga boyunda en az 400 mW/cm² ışık yoğunluğunda olması gerekir. Işığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin kullanılır. Uygun dalga boyundaki ışığın etkisiyle kamforokinon amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturur. Işıkla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon hekim kontrolündedir. Karıştırma işlemi olmadığından hava kabarcığı kalma ihtimali düşüktür. Restorasyona biçim vermek, renk değişikliği yapmak daha rahattır ve estetikler (37).

Hem kimyasal hemde ışık ile polimerize olan kompozit rezinler; Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe duyulan kavitelere, 2 mm kalınlığından fazla rezin uygulamalarında başarılıdır. İki pat şeklindedirler. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgede polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak devam eder (37).

2.6.1.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinler; Doldurucu partikül boyutu, morfolojisi, dağılımı ve monomer teknolojisindeki ilerlemeler özel kompozitlerin geliştirilmesine neden olmuştur. Bunlar akışkan ve sıkıştırılabilen kompozitlerdir.

Kondanse olabilen kompozit rezinler (packable); Sıkıştırılabilen kompozit rezinler olarakta bilinen inorganik doldurucu partikül miktarının arttırılması ile kaviteye taşınabilme, uygulama ve işlenebilme özelliklerine sahip olan ve geleneksel kompozit rezinlerden daha kolay manipülasyon sağlayan kompozitlerdir. Belirgin özellikleri daha az yapışkan olmaları ve daha yoğun vikoziteleridir Bu da amalgam gibi kondanse edilmelerini sağlamıştır. Sınıf II kavitelerde geleneksel kompozit materyallerin kullanımı esnasında karşılaşılan en büyük problem kontakt noktasının sağlanmasındaki zorluktur (2, 128).

Akışkan kompozit rezinler (flowable); Akışkan kompozitler, düşük yoğunluklu hibrit rezinlerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Doldurucu partikül miktarı az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri zayıflamıştır. Düşük doldurucu içerikli olanlar (birinci kuşak) pit ve fissur örtücü ve küçük anterior restorasyonlarda daha yüksek doldurucu içeriği olanlar ise (ikinci kuşak) sınıf I, II, III, IV ve V restorasyonlar için önerilmektedir. Ayrıca; kompozitin ilk tabakasından önce kavite tabanında stres kırıcı olarak, amalgam, kompozit ve kronlarda oluşan kenar kırıklarının onarımında, mine defektlerinde, girişin zor olduğu kavitelerde kullanılabileceği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (2, 129).

2.7. Siloranlar

Kompozit rezinler bisfenol A ile glisidil metakrilatların birleşmesi sonucu organik matriks ve organik matriks içine dağılmış farklı tipte ve boyuttaki doldurucu partiküllerin birleşiminden oluşur. Son yıllarda kompozit rezin materyallerin klinik performansının arttırılması ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları istemiyle metakrilat esaslı kompozit rezinlere bir alternatif olarak daha az büzülen siloran isimli yeni bir monomer sistemi geliştirilmiştir (37,130).

Hidrofobik yapıya sahip siloksan moleküllerinin uzun vadede ağız ortamında yüksek su emilim sınırları kompozitlerin fiziksel dayanıklılıkları açısından önemlidir. Yeni geliştirilen siloran kompozitlerin sikloalifatik oksiran kısımların katyonik halka açılması ile siloran ağları meydana gelir. Asidik bir katyonun süreci başlatması ile oksiran halkaları açılır, yeni asidik merkez oluşturulur ve katyonik sertleşme başlar. Daha sonra oksiran monomerleri eklenir, bir zincir formunda epoksi halkası açılır, multifonksiyonel monomer ağı oluşturulur (131).

Metakrilat esaslı kompozitler polimerize olurken, “doğrusal monomerler”in molekülleri birbirlerine doğru yaklaşarak bağlanırlar. Bunun sonucunda hacim kaybı yani büzülme olur. Oysa siloran esaslı kompozitler halka açılması polimerizasyonu yaparak, monomerler birbirlerine açılarak bağlanırlar, düzleşirler ve birbirlerine doğru uzarlar. Bu sayede polimerizasyon büzülmesinin daha az olduğu iddia edilmektedir (130).

Organik matriksi, siloksan ve oksiranların kimyasal reaksiyonundan oluşan siloranların, partikül büyüklükleri 0.1-2 μm ’ dir. Hacim olarak % 55, ağırlık olarak % 76 oranında inorganik doldurucu quartz ve radyoopak yitrium florit içermektedir. Kuvars yüzeyi, doldurucu rezin ara yüzünü sağlamak için bir silan tabakasıyla modifiye edilmiştir. Silan tabakası doldurucu partikülleriyle rezinin kuvvetlenmesini kolaylaştırarak doldurucu ve rezin arasında arayüz gibi davranır. Siloranlar doldurucu açısından bakıldığında mikrohibrit kompozit olarak sınıflandırılabilir. Fotoaktif siloran kompozitlerin reaksiyon başlatıcı sistemi kamforokinon, iyodonyum tuz ve elektron verici içeren üçlü başlatıcı sistem ile gerçekleştirilir (131).

Siloran kompozitlerin adezivi 2 aşamalı bir adezivdir. Self-etch Primer’i ve bond’u bulunmaktadır. Siloran esaslı kompozitlere örnek olarak düşük polimerizasyon büzölmeli posterior restoratif Filtek™ Silorane verilebilir (130). Siloranlar hidrofobik materyallerdir. Hidrofobik materyaller ağız ortamında günlük beslenme ve ekzojenik boyalara hidrofilik materyallerden daha az duyarlıdırlar (131).

Yapılan araştırmalarda, siloranın yüksek basma dayanıklılığına sahip olan rezin kompozitlerden istatistiksel olarak farklı olmadığı izlenmektedir. Monomer matriksi diğerleri ile hiç benzerlik göstermeyen bu kompozitin dayanıklılık faktörü göz önüne alındığında geleneksel kompozitle yarışabileceği düşünülmektedir (132). Siloran esaslı posterior restoratif sistem, hem dentin hem de mine kenarlarında metakrilat esaslı kompozit rezinlerle benzer mikrosızıntı göstermişlerdir (133).

Diğer bir mikrosızıntı araştırmasında siloran esaslı kompozit rezin ile restore edilen süt ve daimi dişlerde mikrosızıntının düşük olduğu bulunmuştur (134). İn vitro koşullarda farklı solüsyonların (distile su, kahve, çay, kola ve kırmızı şarap) 6 farklı kompozit rezin (Filtek Silorane, Aelite Aesthetic Enamel, Quixfill, CeramX Mono,

Grandio, Inten-S) üzerindeki etkisi incelenmiş, kullanılan bütün içeceklerin kompozit rezinlerde bir miktar renk değişimine sebep olduğu gözlemlenmiştir. Ancak bu sonuç su, kola ve çay için bütün kompozitlerde klinik olarak kabul edilebilir limitin altında izlenmiştir. En fazla renk değişimine kahve ve kırmızı şarapta bekletilen örnekler maruz kalmıştır (135). Siloran kompozitlerde anlamlı olarak daha düşük renk değişimi izlenmiştir. Bunun yanı sıra bir başka çalışmada renk değişikliği açısından siloranlar, dimetakrilat esaslı kompozit rezinler ve ormoserler karşılaştırıldığında aralarında farklılık bulunmamış ve tüm materyallerin renk stabilite özellikleri kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu bildirilmiştir (136).

Restoratif materyallerin mikroorganizma tutulumu çürük oluşumu açısından önemlidir. Yeni siloran kompozit rezinler az streptokok tutunması göstermiştir. Bu artırılmış hidrofobik özelliğinden kaynaklanmış olabilir. Düşük polimerizasyon büzülmesi özellikleri ile birleştğinde direkt restoratif materyallerin tekrarlayan çürük oluşturma özelliğini düşürür ve materyalin klinik başarısına katkı sağlayabilir (137).

Siloran restoratif materyaller tamir edilebilirler. Sandblasting (kuşlama alüminyum oksit ile 3M Cojet Sistem) ile yüzey pürüzlendirmeyi takiben silanizasyon (silan uygulanması 3M ESPE SIL) uygulanması ve iki aşamalı adezivlerin primeri kullanılmadan bonding ajan kullanılarak siloranlarda tamir gerçekleştirilebilir. Primer kullanımının siloranlarda bağlantıyı bozduğu ve tamir alanında diş dokusu olmadığı durumlarda kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (138).

Restoratif materyallerin ağız likitlerinde çözünmesi ve su Emilimi göstermesi olumsuz özelliklerdendir. Restoratif materyalde su Emilimi hacimsel bir artışa neden olsa da, materyalin kimyasal yapısının bozulmasına, mekanik özelliklerinin zayıflamasına, bazı çözünme ürünlerinin ağız ortamına salınmasına ve bunun sonucunda bir takım alerjik reaksiyonların ortaya çıkmasına neden olabilir (139,140).

Dental kompozitlerden artık monomerler, reaksiyonu başlatıcı iniatörler ve diğer içerikler salınabilirler. Sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforakinon ve amin gibi yardımcı başlatıcıların ışıkla sertleşen kompozitlerden çözündüğü rapor edilmiştir. Siloranların ıslak ortamlarda su Emilimi ve suda çözünürlüğü azdır. Siloranların su içindeki süzme işleminde monomer artıklarına rastlanmadığı fakat

%75'lik etanol solüsyonunda siloran monomerleri ve reaksiyonu başlatıcı bileşenler ayrıştığı rapor edilmiştir (141). Kompozit rezinlerin su emilimini kullanan doldurucu tipi ve miktarı etkilemektedir. Suyu absorbe etmeyen doldurucu parçacıkları ile polimer matriks arasına suyun nüfuz etmesi sonucu doldurucu ile reaksiyona girer. Küçük boyutlu doldurucu içeren kompozit rezinlerin büyük boyutlu doldurucu içeren kompozit rezinlerden daha fazla su emilimi gösterdiği bildirilmiştir (140).

Restoratif materyallerdeki düzgün yüzey yapısı, restorasyonun ömrü açısından önemli olduğu kadar, ağız içi dokularla uyumlu olmasını da sağlamaktadır. Yüzey pürüzlülüğü veya yüzeydeki düzensizlik, aşırı plak birikimine, gingival inflamasyona ve sekonder çürüklere sebep olabilir (142). Islak ortamda yüzey sertliği göz önüne alındığında siloranların daha dayanıklı stabil yapıya sahip olduğu bildirilmiştir (136).

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranı ve organik matriks yapısının sertlik değerleri üzerinde etkisi vardır. İnorganik doldurucu miktarı ne kadar fazla ise daha yüksek sertlik değerleri elde edilir. Siloranların hidrofobik özelliği nedeni ile intraoral şartlardan etkilenmesinin daha az ve klinik ömrünün uzun olacağı düşünülse de siloran esaslı kompozit rezinin yüzey sertlik değerlerinin beyazlatma materyali uygulamasından etkilendiği görülmüştür (143).

Restoratif materyaller seçilirken sadece fiziksel özellikleri değil diş ve mukoza üzerine olası sitotoksik etkileri de göz önünde bulundurulmalıdır. Kompozit rezinlerin, hücre kültürlerindeki sitotoksik etkileri rezin materyalinin tipine bağlıdır. Siloran kompozitler non sitotoksik iken diğer kompozit rezinler hafif sitotoksikiteye neden olurlar (145). Ayrıca siloranların dişeti cep sıvısı ve sitokin seviyeleri üzerine negatif etkileri olduğu bildirilmiştir (146). Benzer genetik özelliklere sahip farelerin subkutan bağ dokusu implantlarında, siloran ve metakrilat esaslı rezinlerle kontrol gruplarına göre benzer doku reaksiyonları göstermişlerdir (147).

Siloran esaslı restoratif materyaller ile yapılan çalışmaların çoğunluğu bu materyallerin metakrilat ve ormoser esaslı restoratif materyallere oranla klinik olarak daha üstün bir performans göstermedikleri yönündedir. Örneğin bu restoratif materyaller arasında dentine bağlanma dayanımı ve kenar sızıntısı karşılaştırma

sonuçları benzer bulunmuştur. Ancak siloranlar yüzey sertlikleri yüksek, su emilimi düşük, çözünürlüğü az, biyo uyumluluğu iyi olan materyaller olarak bildirilmiştir. İki yıllık klinik bir çalışma sonucunda diğer restoratif materyaller ile karşılaştırıldıklarında klinik performansları değerlendirildiğinde benzer özellikler göstermiş ve siloranların daha avantajlı görülmediği bildirilmiştir (148).

2.8. Bağlanma Kuvveti Testleri

Diş hekimliğinde yeni ürünler hızla gelişmekte ve kullanıma sunulmaktadır. Kullanıma sunulan materyallerin klinik uygunluğunun değerlendirilebilmesi için in vivo çalışmalar zaman yetersizliği nedeni ile yapılamamaktadır. Araştırmacılar daha kısa sürede sonuç alınabilmesi, maliyetinin düşük, standardizasyonunun kolay, parametrelerinin değiştirilebilir ve sonuçlarının kıyaslanabilir olması nedeniyle in vitro bağlanma dayanım testlerini tercih etmektedirler. In vitro koşullarda bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede diş hekimliği literatüründe başta makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (microshear) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleri olmak üzere birçok metot kullanılmaktadır (149, 150, 151, 152).

Adezyon testlerinde en yaygın ve sık uygulanıp standardize edilebilen makaslama testlerinin, ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı testi, materyallerin farklı diş dokularına bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde geçerli ve güvenilir bir test metodudur (153).

Makaslama bağlanma kuvveti testi diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayanır (150). Makaslama testi sisteminde kopma olana kadar ağırlık yükleme yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir. Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesidir (152).

Gerilim bağlanma kuvveti testi restoratif materyal ile diş ara yüzeyine 90° açıyla ve sabit hızda kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi önemlidir. Testte dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, örneklerin birbirine

yapıştırılması sırasında yanlış yüzey açılmasından kaynaklanan artifakt sonuçlardır (153).

Son zamanlarda yaygın yaklaşım tek diştten birden fazla elde edilen örneğin teste maruz bırakılmasıdır. Bu test yöntemiyle dağınık stres yayılımı, bağlanma alanının küçülmesi ile azalır. Böylece geliştirilen mikrogerilim ve mikromakaslama testleri ile dentin bonding sistemlerinin fiziksel özellikleri gerçeğe daha yakın bir şekilde ölçülebilmektedir (154). Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, geleneksel makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilerek daha güvenilir sonuçların ortaya çıktığı düşünölmektedir. (155, 156).

2.9. Bağlanma Kuvveti Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Dentin yüzeyi ve kompozit rezin ara yüzeyinde meydana gelen kırık tiplerinin ışık mikroskopunda değeriendirilmesi bazı kriterler doğrultusunda gerçekleştirilmektedir (157). Kırık tipleri; adeziv, koheziv ve karışık tipte olmak üzere sınıflandırılmaktadır.

Adeziv tip kırık; farklı materyaller arasında olşan kırık tipleridir. Dentin yüzeyinden kompozit rezinin tamamen kopmasıdır.

Koheziv tip kırık; aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmadır. Dentinde veya kompozit rezinin kendi içinde kopmasıdır. Koheziv rezin tip kırık; dentin yüzeyinde kompozit görölmekte ancak dişte kırık bulunmamasıdır. Veya koheziv dentin tip kırık dentinden kompozit rezin tamamen ayrılmış ve dentinde kırık izlenmektedir.

Karışık tip kırık (miks); dentin yüzeyinde hem kompozit reçine, hem de dentinde kırık izlenmektedir (157, 158).

Bağlanma dayanımı değeri düşük bonding sistemlerde kırık tipinin adeziv tip kırık olduğu düşünölmektedir (158). Koheziv tip kırığın ise, daha çok bağlanma dayanımı değeri yüksek bonding sistemlerde göröldüğu bildirilmiştir. Koheziv tip kırılmanın, dentin ve rezin arasında iyi adezyon sağlandığı ve yüksek bağlanma dayanımı değeri elde edildiği bildirilmiştir (159).



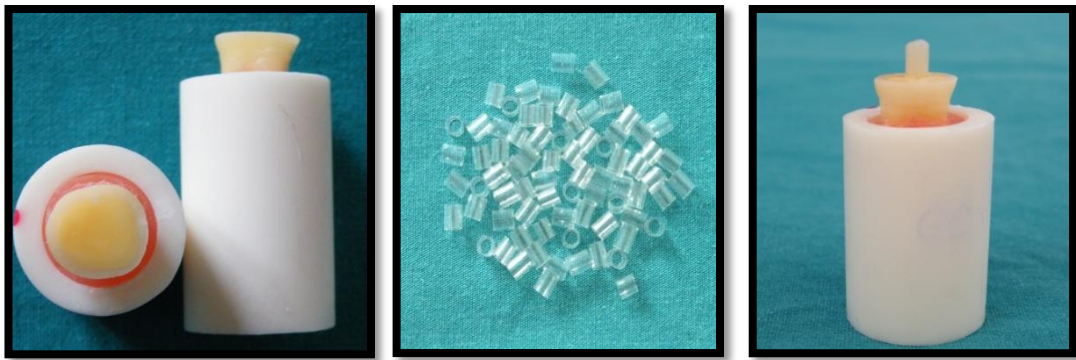
Resim 2: Kavite dezenfektanları (Prozone, Ceraxidin-C)

Restoratif Materyal	Üretici Firma
Filtek Siloran	3M ESPE, A.B.D
Gradia Direct	GC, Tokyo, Japonya
Quixfil	Densply,Almanya
Bağlayıcı Ajan	
Filtek Siloran Primer, Bond	3M ESPE, Almanya
G-Bond	GC, Tokyo, Japonya
Prime&Bond NT	Densply,Almanya
Dezenfektan	
Ceraxidin-C	IMICRYL, Konya, Türkiye
Prozone	W&H, Bürmoos, Avusturya

Tablo 1: Kullanılan materyallerin isimleri ve üretici firmalar.

3.2. Örneklerin hazırlanması

Çalışmada cerrahi nedenlerle çekilmiş çürüksüz, gömülü 3. Molar dişler kullanıldı. Dişler örneklerin hazırlanmasından 2 ay önce biriktirmeye başlandı. Çalışmamızda kullanacağımız dişlerin yumuşak doku artıkları periodontal küret yardımı ile uzaklaştırılarak deney aşamasına kadar +4 °C distile su içinde bekletildiler. Distile su haftada bir periyodik olarak değiştirildi. Orta koronal düz dentin yüzeylerini sağlamak için dişlerin mine dokusu oklüzal yüzlerine paralel olacak şekilde su soğutması altında elmas frezle (Plus, CE1023, boyut 19.0/1.6, çap 1.58-1.61) uzaklaştırıldı. Açığa çıkan dentin yüzeyleri 30 saniye (sn) boyunca tek yönlü akarsu altında önce 200 sonra 400 ve daha sonrada 600 grit zımpara (Boch, C355, İsviçre) ile standart bir smear tabakası elde etmek için zımparalandı (160). Zımpara kâğıdı her on dişte bir değiştirilerek süre sabit tutuldu. Dişler dentin yüzeyi oklüzal düzleme paralel olacak şekilde 2cm çapında 3cm boyunda silindirik plastik kalıplara kökleri içinde kalacak şekilde mine sement sınırında soğuk akril (İmicyrl, self-cure acrylic repair material, liquid and powder, Türkiye) yardımıyla yerleştirildi (Resim 3) .



Resim 3: Plastik kalıplara gömülmüş dişler ve silikon şeffaf kalıplar

Grupların oluşturulması ve Restoratif Sistemlerin Uygulanması

Örnekler rastgele üç gruba (n=30) ayrıldı. Her bir grup daha sonra kendi içinde rastgele üç gruba (n=10) ayrıldı (Tablo 2).

Gruplar	Restoratif sistemler
Grup 1 (Klorheksidin glukonat)	a: Filtek Silorane
	b: G- Bond, Gradia Direct
	c: Prime&Bond NT, Quixfil
Grup 2 (Ozon)	a: Filtek Silorane
	b: G- Bond, Gradia Direct
	c: Prime&Bond NT, Quixfil
Grup 3 (Kontrol grubu)	a: Filtek Silorane
	b: G- Bond, Gradia Direct
	c: Prime&Bond NT, Quixfil

Tablo 2: Çalışma grupları ve uygulamaları

Grup 1a : (Klorheksidin glukonat +Silorane Adeziv+ Filtek Silorane)

Hazırlanan dentin yüzeylerine tek kullanımlık aplikatör (902T micro applicators, Premium plus, İngiltere) ile Ceraxidin-C (IMICRYL, Konya, Türkiye) uygulandı. Etki etmesi için 60 sn beklendi ve artan dezenfektan solüsyonu kuru bir pamuk peletle uzaklaştırıldı. Dezenfektan uygulanan dentin yüzeyine Üretici firmanın önerileri doğrultusunda siloran self-etch primer (3M ESPE, Almanya) tek kullanımlık aplikatör yardımıyla 15 sn masaj yaparak uygulandı. Hafif hava spreyi ile dağıtıldı. LED ışık kaynağı (Light Emitting Diode-Elipar Freelight, 3M ESPE, Almanya) ile 10 sn polimerize edildi. Tek kullanımlık aplikatör yardımıyla yerleştirilen siloran bond (3M ESPE, Almanya) hafif hava ile homojen tabaka oluşturuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. Siloran adeziv sistem (self-etch primer ve bond) uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm

olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde Filtek Silorane (3M ESPE, A.B.D) siman fulvarı yardımıyla dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 1b: (Klorheksidin glukonat + self-etch Adeziv G-Bond+ Gradia direct)

Hazırlanan dentin yüzeylerine tek kullanımlık aplikatör ile Ceraxidin-C uygulandı. Etki etmesi için 60 sn beklendi ve artan dezenfektan solüsyonu kuru bir pamuk peletle uzaklaştırıldı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda dezenfektan uygulanan dentin yüzeyine G- bond adeziv (GC, Tokyo, Japonya) tek kullanımlık aplikatör ile uygulandı. 5 sn bond dağıtılmadan beklendi ve 5 sn maksimum hava basıncı altında kurutuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. G- bond adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm' lik tabakalar halinde siman fulvarı yardımıyla Gradia Direct (GC, Tokyo, Japonya) dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 1c: (Asit+ Klorheksidin glukonat+ Prime&Bond NT + Quixfil)

Hazırlanan dentin yüzeyi %37' lik fosforik asit jel (Etch-37 TM, Bisco, Almanya) ile 15 sn pürüzlendirildi. 5 sn su ile yıkanıp, hava spreyi ile kurutuldu. %37' lik asit işleminden sonra dentin yüzeyine Ceraxidin-C aplikatör yardımı ile uygulandı. Etki etmesi için 60 sn beklendi ve artan dezenfektan solüsyonu kuru bir pamuk peletle uzaklaştırıldı. Daha sonra tek şişe adeziv (Prime&Bond NT, Densply, Almanya), dezenfektan uygulanan dentin yüzeyine 20 sn uygulandı, hava spreyi ile düşük basınç altında 5 sn kurutuldu ve LED ışık kaynağıyla 10 sn süreyle polimerize edildi. Adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm' lik tabakalar halinde siman fulvarı yardımıyla posterior kompozit rezin Quixfil (Densply, Almanya) tabakalama tekniği ile yerleştirildi, her tabaka LED ışık kaynağıyla 20 sn süreyle polimerize edildi.

Grup 2a: (Ozon+ Silorane Adeziv sistem+ Filtek Silorane))

Hazırlanan dentin yüzeylerine Prozone (W&H, Bürmoos, Avusturya) 6sn kavite dezenfektan modu çalıştırılarak coro ucu ile 1mm uzaklıktan ozon gazı uygulandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda siloran sistem self-etch primer tek kullanımlık aplikatör yardımıyla 15 sn masaj yaparak uygulandı. Hafif hava spreyi ile dağıtıldı. LED ışık ile 10 sn polimerize edildi. Tek kullanımlık aplikatör yardımıyla yerleştirilen silorane bond hafif hava ile yayılarak homojen tabaka oluşturuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. Siloran adeziv sistem (self-etch primer ve bond) uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde Filtek Silorane siman fulvarı yardımıyla dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 2b: (Ozon+ self-etch Adeziv G-Bond+ Gradia direct)

Hazırlanan dentin yüzeylerine Prozone 6sn kavite dezenfektan modu çalıştırılarak coro ucu ile 1mm uzaklıktan ozon gazı uygulandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda G- bond adeziv tek kullanımlık fırça ile hazırlanan dentin yüzeyine uygulandı. 5 sn bond dağıtılmadan beklendi ve 5 sn maksimum hava basıncı altında kurutuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. G- bond adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm lik tabakalar halinde siman fulvarı yardımıyla Gradia Direct dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 2c: (Asit + Ozon+ Prime&Bond NT + Quixfil)

Hazırlanan dentin yüzeyi %37' lik fosforik asit jel ile 15 sn pürüzlendirildi. 5 sn su ile yıkanıp, hava spreyi ile kurutuldu. %37' lik asit işleminden sonra dentin yüzeylerine Prozone 6sn kavite dezenfektan modu çalıştırılarak coro ucu ile 1mm uzaklıktan ozon gazı uygulandı. Daha sonra Prime&Bond NT dentin yüzeyine 20 sn uygulandı, hava spreyi ile düşük basınç altında 5 sn kurutuldu ve LED ışık kaynağıyla 10 sn süreyle polimerize edildi. Adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm lik tabakalar

halinde siman fulvarı yardımıyla posterior kompozit rezin Quixfil tabakalama tekniği ile yerleştirildi, her tabaka LED ışık kaynağıyla 20 sn süreyle polimerize edildi.

Grup 3a: (Kontrol grubu= Silorane Adeziv sistem+ Filtek Silorane)

Hazırlanan dentin yüzeylerine herhangi bir dezenfeksiyon işlemi uygulanmadı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda silorane self-etch primer tek kullanımlık aplikatör yardımıyla 15 sn masaj yaparak uygulandı. Hafif hava spreyi ile dağıtıldı. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. Tek kullanımlık aplikatör yardımıyla yerleştirilen silorane bond hafif hava ile yayılarak homojen tabaka oluşturuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. Siloran adeziv sistem (self-etch primer ve bond) uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm'lik tabakalar halinde Filtek Silorane siman fulvarı yardımıyla dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 3b: (Kontrol grubu= self-etch Adeziv G-Bond+ Gradia direct)

Hazırlanan dentin yüzeylerine herhangi bir dezenfeksiyon işlemi uygulanmadı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, G- bond adeziv tek kullanımlık fırça ile hazırlanan dentin yüzeyine uygulandı. 5 sn bond dağıtılmadan beklendi ve 5 sn maksimum hava basıncı altında kurutuldu. LED ışık kaynağı ile 10 sn polimerize edildi. G- bond adeziv uygulanan dentin yüzeylerine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf kalıplar içerisine 2 mm' lik tabakalar halinde siman fulvarı yardımıyla Gradia Direct dentine uygulandı. Her tabaka 20 sn LED ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 3c: (Kontrol grubu= Asit+ Prime&Bond NT + Quixfil)

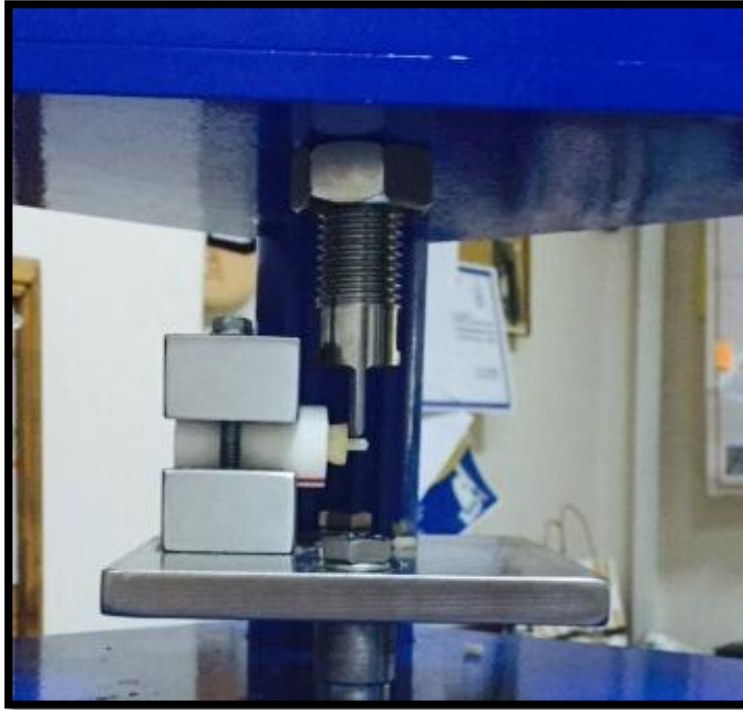
Hazırlanan dentin yüzeylerine herhangi bir dezenfeksiyon işlemi uygulanmadı. Hazırlanan dentin yüzeyi %37' lik fosforik asit jel ile 15 sn pürüzlendirildi. 5 sn su ile yıkanıp, hava spreyi ile kurutuldu. Daha sonra adeziv Prime&Bond NT dentin yüzeyine 20 sn uygulandı, hava spreyi ile düşük basınç altında 5 sn kurutuldu ve LED ışık kaynağıyla 10 sn süreyle polimerize edildi. Adeziv uygulanan dentin yüzeyine çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olan silikon şeffaf

kalıplar içersine 2 mm' lik tabakalar halinde siman fulvarı yardımıyla posterior kompozit rezin Quixfil tabakalama tekniği ile yerleştirildi, her tabaka LED ışık kaynağıyla 20 sn süreyle polimerize edildi.

Örneklere Makaslama Bağlanma Dayanım Testinin Uygulanması

Hazırlanan tüm örnekler 24 saat boyunca 37°C'deki etüvde (Nüve Incubator EN 500, Ankara, Türkiye) bekletildi. Etüvden alınan örnekler Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan instron test cihazında (Esetron, Türkiye) 1mm/dk hızda makaslama testine tabi tutuldu (Resim 4).

Örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı. Kırılma değerleri Newton (N) olarak kaydedildi ve N değerlerinin rezin blok taban alanına bölünmesiyle elde edilen megapaskal (MPa) değerleri analiz edildi ($\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$).



Resim 4: Makaslama Test Apey

Stereomikroskop İncelemesi ve Fotoğrafların Alınması

Kırılmanın gerçekleştiği yüzey, x40 büyütmede stereomikroskop (NİKON, SM 800, Japonya) ile incelendi (Resim 5). Kırılma tipi aşağıdaki sınıflamaya göre belirlendi;

Adeziv: Sadece adeziv ara yüzeyinde kırılma meydana gelmiş ise.

Koheziv Dentin: Dentinde kırılma meydana gelmiş ise.

Koheziv Rezin: Kompozitte kırılma meydana gelmiş ise.

Miks (Karma): Parsiyel adeziv kırılma ve adeziv kırılma ile birlikte dentin veya kompozitte koheziv kırılma gözleniyor ise (157) .

Örneklerin kırılma tiplerinin fotoğrafları, stereomikroskoba bağlı fotoğraf makinesi (Nikon Coolpix MDC lens, Japonya) ile alındı.



Resim 5: Kırılma yüzeylerinin incelendiği stereomikroskop

İstatistiksel Değerlendirme

Bulguların istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalında gerçekleştirildi. Veriler Kolmogorov-Smirnov testine göre normal dağılış göstermediğinden tüm grupların karşılaştırılmasında Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis varyans analiz yöntemi uygulandı. Grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında ise çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni Düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı.



4. BULGULAR

4.1.Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi Bulguları

Tüm gruplardan elde edilen bağlanma dayanıklılığı verilerinin normallik varsayım koşulları Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Bu testin sonunda Bağlanma dayanıklılığı verileri normal dağılış göstermediğinden, tüm grupların karşılaştırılmasında Non-parametrik testlerden Kruskal Wallis varyans analizi yöntemi kullanıldı. Gruplar arasındaki fark Kruskal wallis varyans analizi sonucuna göre anlamlı bulundu ($P<0,05$). Grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında, çoklu karşılaştırma testlerinden Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanıldı. Aralarında fark görülen gruplar aşağıda gösterildi.

Grupların kendi aralarında karşılaştırılmalarında, Grup 2b ve Grup 1c arasında bağlanma dayanıklılık değerleri arasında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,001$). Grup 1c'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 2b ve Grup 3a arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,0001$). Grup 3a'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 2b ve Grup 3c arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,0001$). Grup 3c'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 2a ve Grup 1c arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

Grup 2a ve Grup 3a arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,0011$). Grup 3a'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 2a ve Grup 3c arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,0001$). Grup 3c'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 1b ve Grup 3c arasında bağlanma dayanıklılık değerleri karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($P=0,003$). Grup 3c'nin bağlanma dayanıklılık değerleri daha yüksek bulunmuştur (Tablo 3).

Gruplar	n	Min (Mpa)	Max (Mpa)	Medyan (Mpa)
Grup 1a (CHX, siloran)	10	6,36	13,24	11,01
Grup 1b (CHX, G-Bond)	10	7,73	14,45	8,07
Grup 1c (CHX, Prime&Bond NT)	10	5,09	29,33	17,18
Grup 2a (Ozon, siloran)	10	7,03	11,65	7,48
Grup 2b (Ozon, G-Bond)	10	3,94	12,57	4,87
Grup 2c (Ozon, Prime&Bond NT)	10	7,73	21,81	10,09
Grup 3a (Kontrol, siloran)	10	12,03	22,42	14,47
Grup 3b (Kontrol, G-Bond)	10	3,24	16,43	11,94
Grup 3c (Kontrol, Prime&Bond NT)	10	8,88	28,31	20,36
Toplam	90			

Tablo 3: İstatistik değerlendirme sonucu tüm grupların min, max ve medyan değerleri.

Gruplar	CHX (Mpa)	Ozon (Mpa)	Kontrol (Mpa)	n
Siloran	11,01	7,48	14,47	30
G-Bond,Gradia Direct	8,07	4,87	11,94	30
Prime&BondNT, Quixfil	17,18	10,09	20,95	30
Toplam	30	30	30	90

Tablo 4: Dezenfektan grupların makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri karşılaştırmaları.

Klorheksidin Uygulanan Gruplar

Klorheksidin uygulanmış grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında bağlanma dayanıklılığı değerleri arasındaki fark anlamlı bulundu ($P<0,05$). En düşük bağlanma dayanıklılık değeri Grup 1b’de görülmüştür.

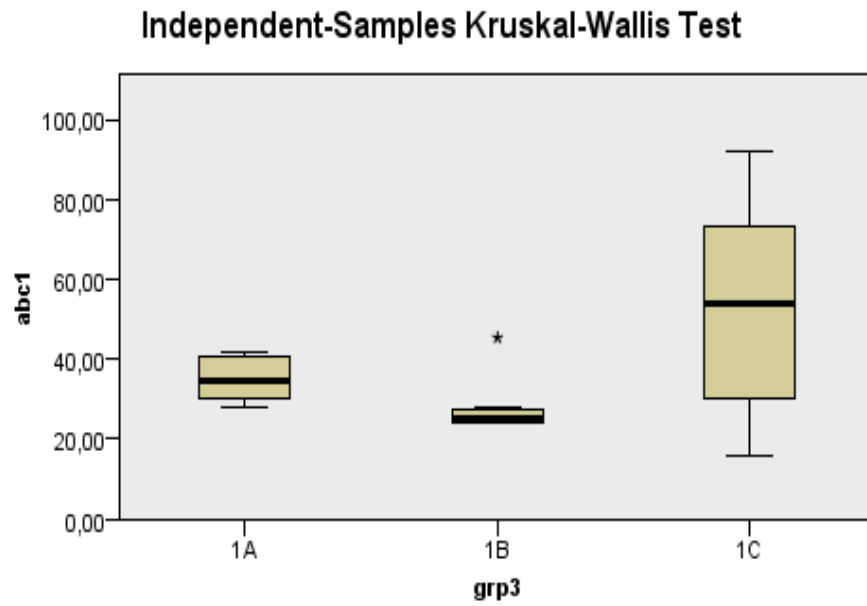
Grup 1a ve Grup 1b’ de elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($P=0.000$).

Grup 1a ve Grup 1c’ de elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($P=0.000$).

Grup 1b ve Grup 1c’ de elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($P<0,05$). Klorheksidin uygulanan grupta en yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri Grup 1c’de görülmüştür(Tablo5) (Grafik 1).

Klorheksidin Uygulanan Gruplar	n	Medyan (Mpa)
Grup 1a (CHX, siloran)	10	11,01
Grup 1b (CHX, G-Bond, Gradia Direct)	10	8,07
Grup1c(CHX, Prime&BondNT, Quixfil)	10	17,18

Tablo 5: Klorheksidin uygulanan grupların makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.



Grafik 1: Klorheksidin uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Ozon Uygulanan Gruplar

Ozon uygulanmış grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında bağlanma dayanıklılık değerleri arasında fark anlamlı bulundu ($P < 0,05$). En düşük bağlanma dayanıklılık değeri Grup 2b’de görülmüştür.

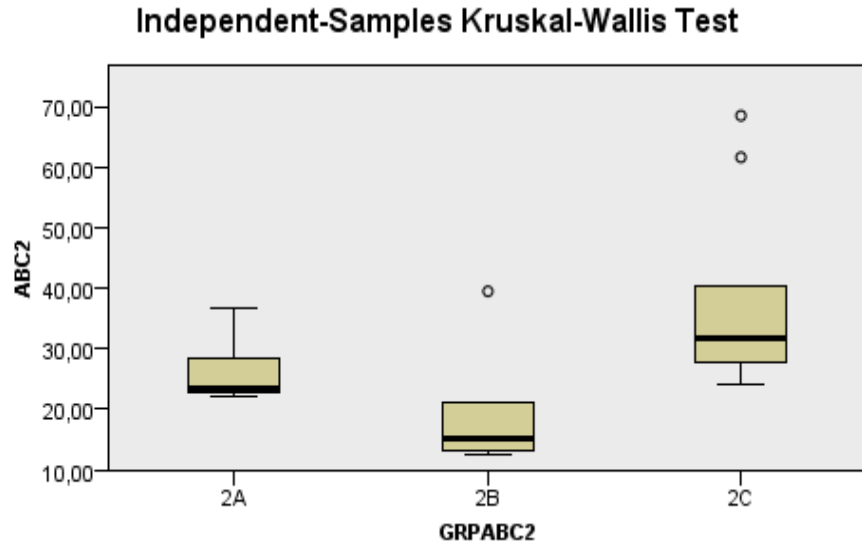
Grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında Grup 2b ve 2c’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmuştur ($P = 0,0001$). Grup 2c’ nin bağlanma dayanıklılık değeri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 2a ve 2b’ de elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($P > 0,05$).

Grup 2a ve 2c’ de elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($P > 0,05$) (Tablo 6) (Grafik2).

Ozon Uygulanan Gruplar	n	Medyan (Mpa)
Grup 2a (ozon, siloran)	10	7,48
Grup 2b (ozon, G-Bond, Gradia Direct)	10	4,87
Grup 2c (ozon, Prime&BondNT, Quixfil)	10	10,09

Tablo 6: Ozon uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.



Grafik 2. Ozon uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Dezenfektan Uygulanmayan Gruplar

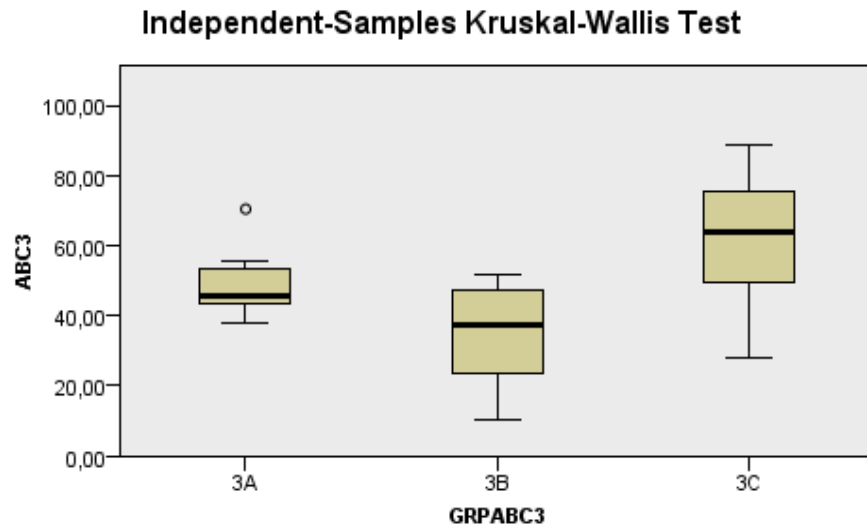
Dezenfektan uygulanmamış kontrol gruplarından elde edilen bağlanma dayanıklılığı değerleri kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında Grup 3b ve Grup 3c' de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlıdır ($P=0,002$). Grup 3c' de bağlanma değeri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 3a ve Grup 3b' de elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri arasındaki fark anlamsızdır ($P>0,05$).

Grup 3a ve Grup 3c' de elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri arasındaki fark anlamsızdır ($P>0,05$) (Tablo 7) (Grafik 3)

Dezenfektan Uygulanmayan Gruplar	n	Medyan (Mpa)
Grup 3a (Kontrol, siloran)	10	14,47
Grup 3b (Kontrol, G-Bond)	10	11,94
Grup 3c (Kontrol, Prime&Bond NT)	10	20,36

Tablo 7: Dezenfektan uygulanmayan kontrol gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.



Grafik 3. Dezenfektan uygulanmayan kontrol gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Siloran uygulanan Gruplar

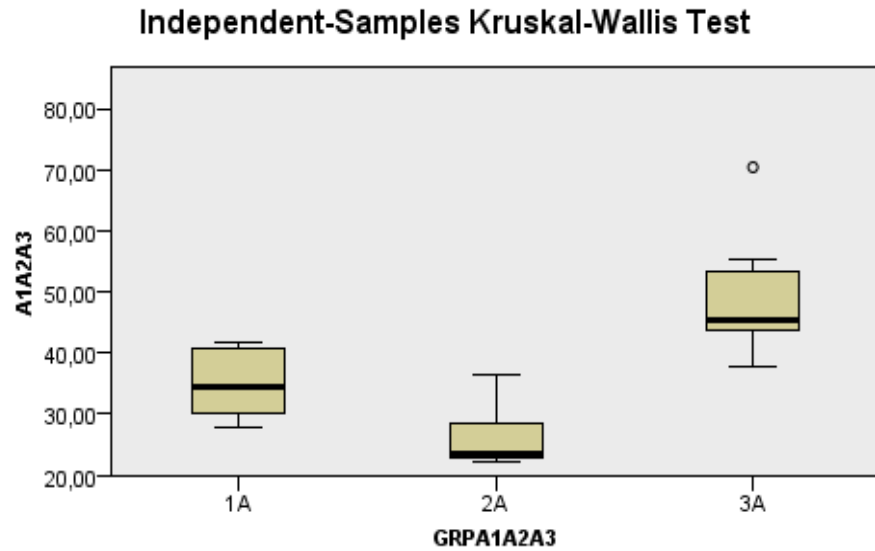
Dezenfektanların dentine bağlanma dayanıklılık etkisinin araştırıldığı çalışmamızda klorheksidin ve ozon dezenfektanları uygulanmış siloran ile restore edilen gruplardan elde edilen bağlanma dayanıklılığı verilerinin ikişerli karşılaştırmalarında Grup 2a ve Grup 3a’ da elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmuştur ($P=0,0001$). Grup 3a’ nın bağlanma değeri daha yüksek bulunmuştur.

Grup 1a ve Grup 3a’ da elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Grup 1a ve Grup 2a’ da elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı değildir ($P>0,05$) (Tablo 8) (Grafik 4).

Siloran Grupları	n	Medyan
Grup1a (CHX, siloran)	10	11,01
Grup 2a (ozon, siloran)	10	7,48
Grup 3a (Kontrol, siloran)	10	14,47

Tablo 8: Siloran adeziv uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri.



Grafik 4. Siloran gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

G-Bond, Gradia Direct uygulanan Gruplar

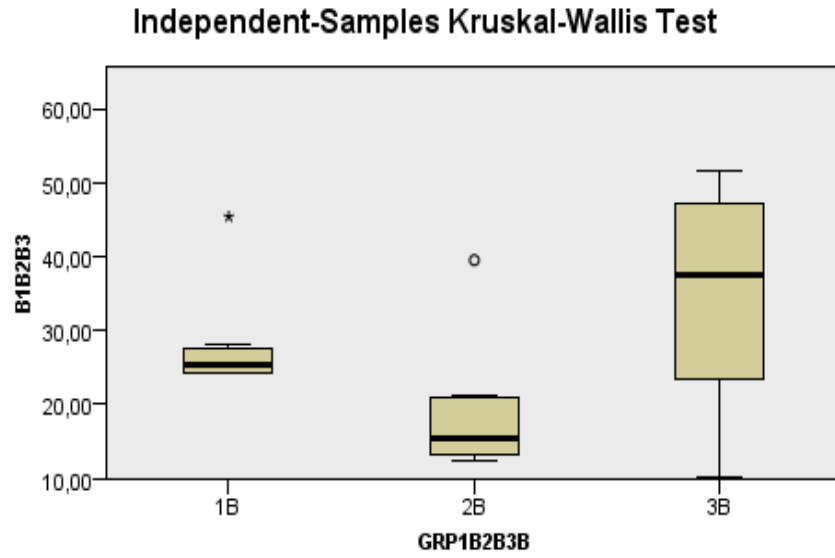
G-Bond adeziv materyali kullanılmış grupların kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında Grup 2b ve Grup 3b’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmuştur ($P=0,004$). Ozon uygulanan Grup 2b’ nin, bağlanma değeri kontrol grubu Grup 3b göre daha düşük bulunmuştur.

Grup 1b ve Grup 3b’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Grup 1b ve Grup 2b’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 9) (Grafik 5).

G-Bond, Gradia Direct Grupları	n	Medyan
Grup1b (CHX, G-Bond)	10	8,07
Grup 2b (ozon, G-Bond)	10	4,87
Grup 3b (Kontrol, G-bond))	10	11,94

Tablo 9: G-Bond adeziv uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri



Grafik 5. G-Bond adeziv uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

Prime&Bond NT, Quixfil Uygulanan Gruplar

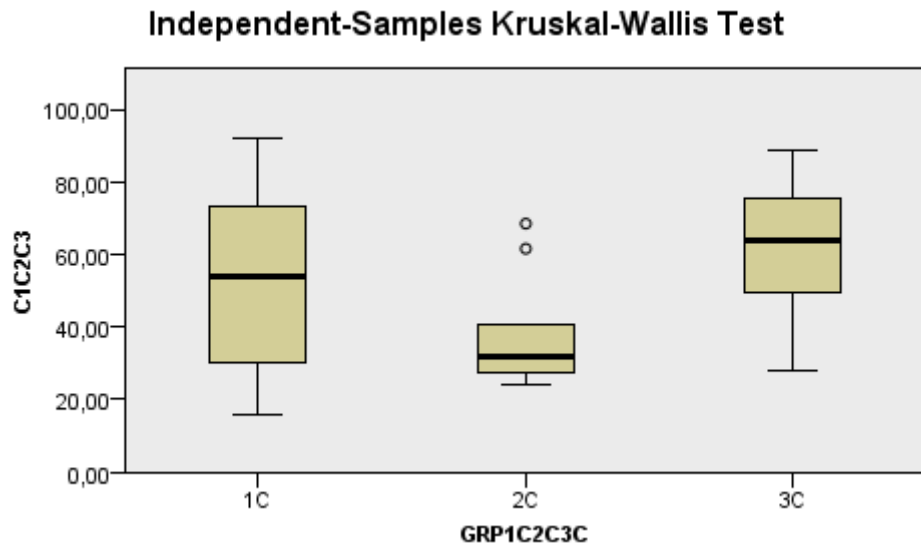
Prime&Bond NT adeziv materyali kullanılmış gruplardan elde edilen bağlanma dayanıklılığı verilerinin kendi aralarında ikişerli karşılaştırmalarında Grup 2c ve Grup 3c’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmuştur ($P>0,05$).

Grup 1c ve Grup 3c elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$).

Grup 1c ve Grup 2c’ de elde edilen bağlanma değerleri arasında fark anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 10) (Grafik 6).

Prime&Bond NT Gruplar	n	Medyan
Grup1c (Klorheksidin,Prime&Bond NT)	10	17,18
Grup 2c (ozon, Prime&Bond NT)	10	10,09
Grup 3c (Kontrol, Prime&Bond NT)	10	20,36

Tablo 10: Prime&Bond NT adeziv uygulanan gruplarının makaslama bağlanma dayanım testlerine ait medyan değerleri



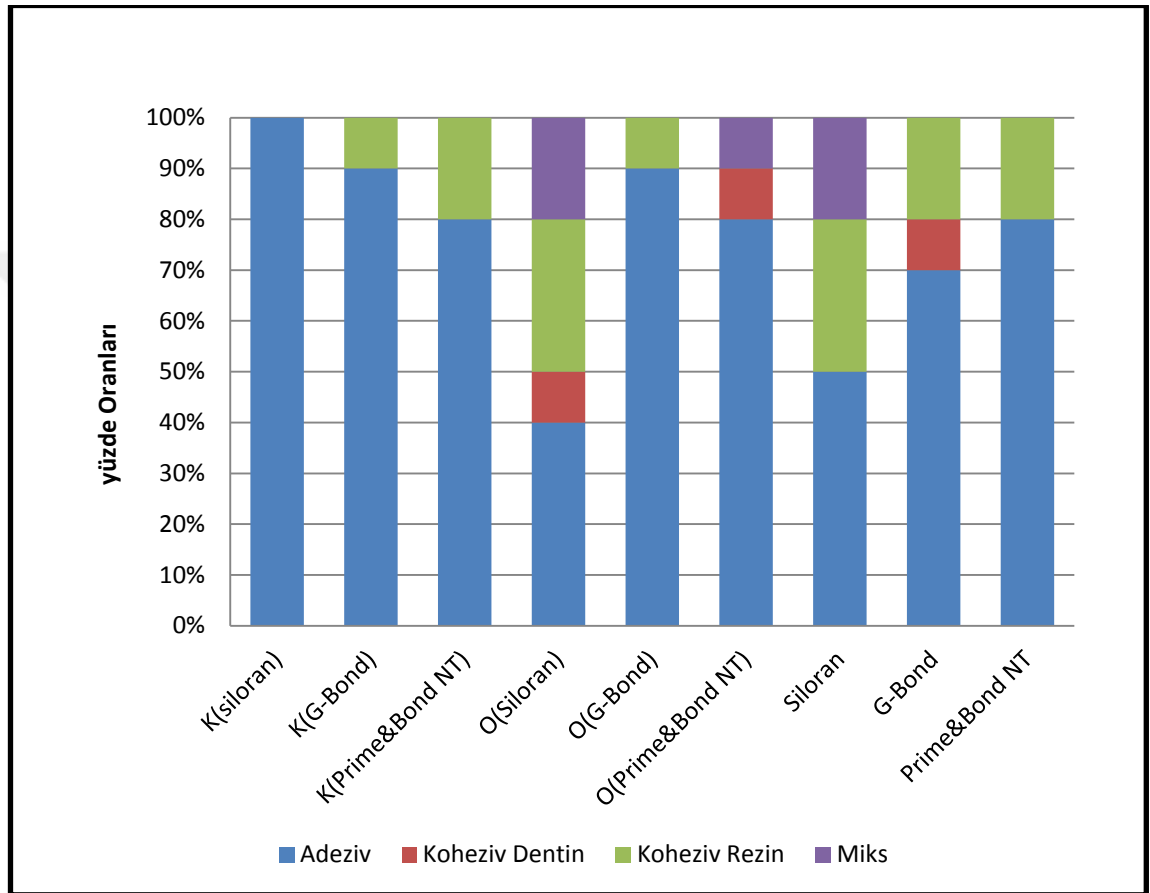
Grafik 6. Prime&Bond NT adeziv uygulanan gruplarının kruskal-wallis test karşılaştırmasının grafiksel görünümü.

4.Kırılma Tipi Bulguları

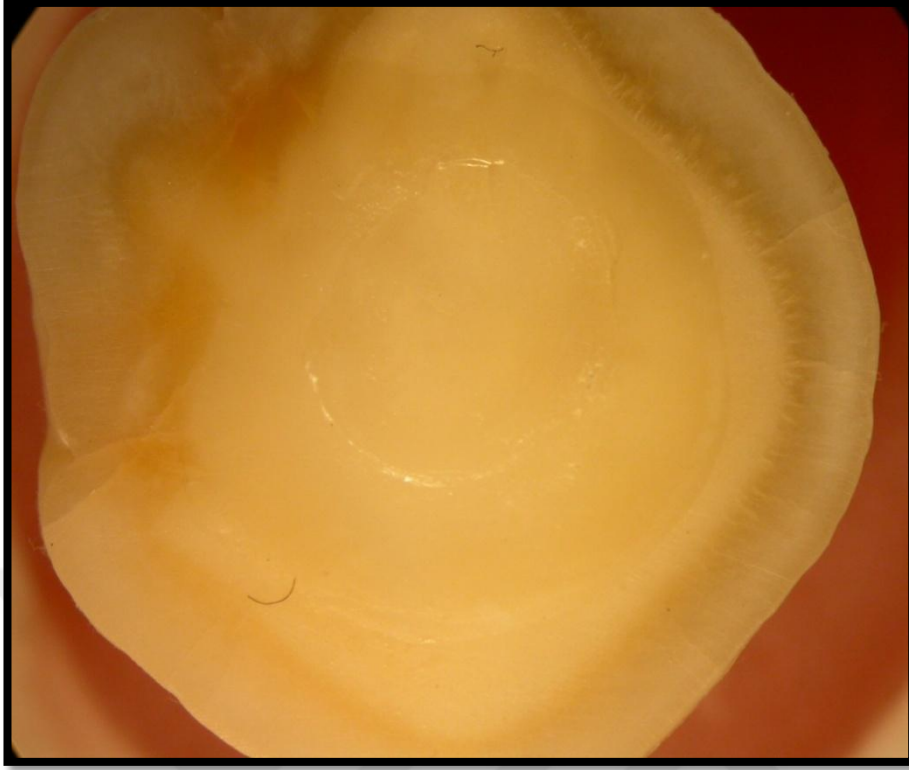
Makaslama bağlanma dayanıklılığı testinde dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve yüzde dağılımları Tablo 11. ve Grafik 7.' de sunulmuştur. Örnek mikroskop görüntüleri ise Resim 5, 6, 7, 8.' de gösterilmiştir. Bütün örneklerde en çok adeziv kırılma tipi görülmüştür. Grup 1b, Grup 1c, Grup 2b ve Grup 3c örneklerinde adeziv kırılmayla beraber koheziv rezin kırılma tipi de gözlenmiştir. Grup 2a' da bütün kırılma tipleri gözlenmiştir. Grup 2c' de adeziv kırılmayla beraber koheziv dentin ve miks kırık tipi gözlenmiştir. Grup 3a' da adeziv kırılmayla beraber koheziv rezin ve miks kırık tipi, Grup 3b' de koheziv dentin ve koheziv rezin kırık tipi izlenmiştir.

Gruplar	Kırılma Tipleri				
	Adeziv	Koheziv Dentin	Koheziv Resin	Miks	Toplam (n)
Grup 1a	10	-	-	-	10
Grup 1b	9	-	1	-	10
Grup 1c	8	-	2	-	10
Grup 2a	4	1	3	2	10
Grup 2b	9	-	1	-	10
Grup 2c	8	1	-	1	10
Grup 3a	5	-	3	2	10
Grup 3b	7	1	2	-	10
Grup 3c	8	-	2	-	10

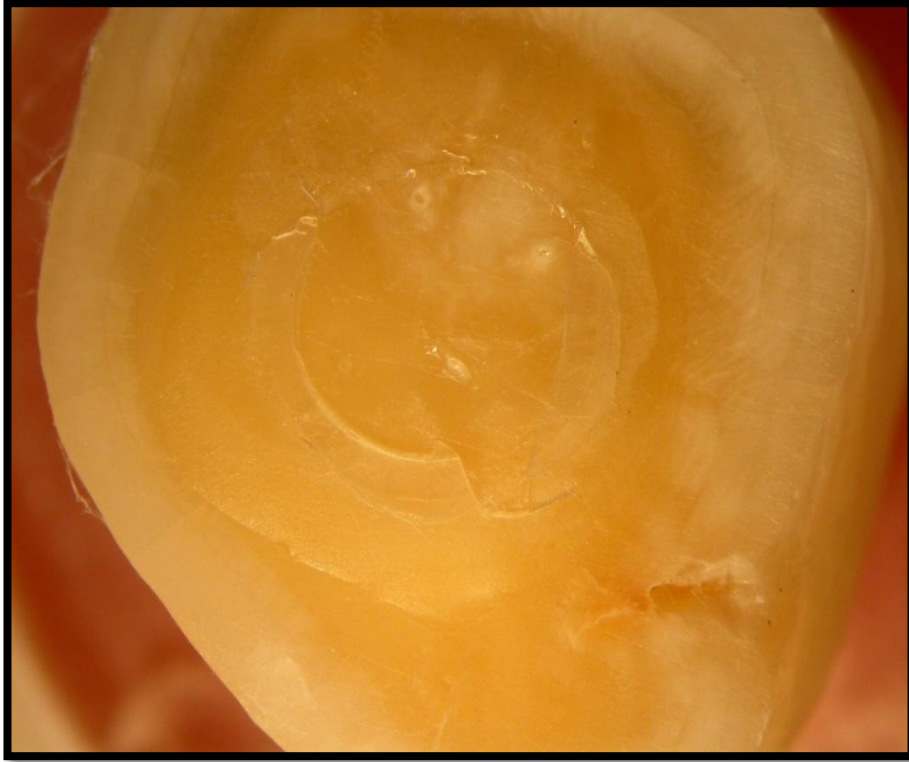
Tablo 11: Kırılma tiplerinin sayısal değerleri



Grafik 7: Kırılma tipleri ve yüzdeleri



Resim 6: Adeziv kırık



Resim 7: Koheziv dentin kırık



Resim 8: Koheziv rezin kırık



Resim 9: Miks kırık

5. TARTIŞMA

Restoratif diş tedavisinin amacı hem estetik hem de fonksiyonel diş bütünlüğünün uzun süre korunabilmesidir. Kullanılan restoratif materyallerin hızla gelişmesi, klinisyenleri sağlıklı diş dokusunun korunarak daha konservatif kavite preparasyonlarının uygulanmasına yönlendirmiştir. Rezin esaslı materyallerin ve adeziv sistemlerin hızla gelişmesine rağmen diş sert dokuları ile rezin arasındaki adeziv bağlanmada tam bir başarı sağlanamamıştır (86).

Restorasyonlarda görülebilen başarısızlık sebeplerinden biri mekanik temizleme sonrası restorasyon öncesi enfekte dentin dokusunun tamamının uzaklaştırılamamasıdır. Çürüğün mekanik olarak kaldırılması, mikroorganizmaların eliminasyonu için yeterli olmamaktadır. Kavite duvarlarında, dentin tübüllerinde veya smear tabakasında varlığını sürdürebilen bakterilerin kimyasal olarak da eliminasyonu tavsiye edilmektedir. Kavite preparasyonunun ardından kalan dentin dokusunun sağlıklı olup olmadığı görsel ve dokunma duyularına dayanmaktadır. Bu yöntem, dentin dokusunun rengine ve sertliğine bakılarak karar verildiğinden oldukça subjektiftir. Bu durum bakteri varlığını yansıtmada yetersiz kalmaktadır. Bu nedenle araştırmacılar objektif kriterlerin ön plana çıktığı boyaların kullanımını tavsiye etmektedir. Ancak boyalar ile belirlenen enfekte dokuların uzaklaştırılmasında dahi kavite içerisindeki bütün mikroorganizmaların elimine edilmesinin sağlayamayacağı, dişlerin %15-40' ında halen mikroorganizmaların kaldığı gösterilmiştir (53, 54).

Mikroorganizmaların neden olduğu, postoperatif hassasiyeti, sekonder çürük oluşumunu ve pulpal enflamasyonu önlemek için antibakteriyel adeziv sistemlerin veya kavite dezenfektanlarının kullanımı önerilmektedir. Klorheksidin glukonat, hidrojen peroksit, sodyum hipoklorit, benzalkonyum klorür, ozon ve lazer de kavite dezenfeksiyonunda kullanılan ajanlardır (53, 54, 161, 162).

Adeziv sistemlerin, mine ve dentine bağlanma etkinliğinin ölçülmesi için uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan in vitro bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Bağlanma dayanım test metotları laboratuvar şartlarında ağız içi koşulları taklit ederek makro ya da mikro test yöntemleri ile ölçülebilir. In vitro koşullarda bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en çok makaslama (shear) ve

mikro-çekme (micro-tensile) bağlantı kuvvetleri test yöntemleri kullanılmaktadır. Makaslama ve çekme bağlanma dayanıklılık testleri genellikle 3 mm çapında geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde gerçekleştirilmektedir (153, 163). Minimal donanım ve örnek hazırlanmasının kolay olması nedeni ile konvansiyonel makaslama ve çekme testleri daha çok tercih edilmektedir (164).

Çalışmamızda bağlanma dayanım test metotlarından sıklıkla kullanılan güvenilir ve pratik bir yöntem olan makaslama bağlanma dayanıklılık testi tercih edilmiştir.

Bağlanma değerlerinin ölçümünde örneklerin makaslama testi öncesi bekleme koşulları önemlidir. Çalışmamızda örneklerin başlangıç bağlanma değerleri araştırılacağı için kompozit rezinlerin polimerizasyonunu takiben 24 saat 37 °C'lik etüvde bekletildikten sonra makaslama bağlanma testine tabi tutulmuştur (165).

Restorasyonların ömrü adeziv ve diş arayüzeyindeki dayanıklılığa bağlıdır. Adezivin uzun dönem etkinliğini değerlendirebilmek için ilk olarak başlangıç etkinliğinin belirlenmesi gereklidir (163). Dentin dokusuna bağlanma değerlerinin daha doğru bulunabilmesi için laboratuvar koşullarında ağız ortamını taklit eden yöntemlerin kullanılması gerekmektedir (153). Ağız ortamını taklit eden yöntemlerden biride termosiklustur. Termosiklus (ısısal döngü) test örneklerinin 5 °C ile 55 °C arasındaki su banyosunda değişen siklus sayılarında bırakılmasıdır. Diş dokusu ile restoratif materyal arasında termal genleşme katsayısı arasındaki farktan dolayı adeziv ara yüzeyinde stres oluşur. Oluşan bu stres bağlanma değerlerini etkileyebilir (163). Yapılan araştırmalarda adeziv restorasyonların başlangıç makaslama bağlanma kuvvetlerine termal siklusun etkisi olmadığı düşünülmektedir (144). Bu nedenle İn vitro çalışmamızda dentine başlangıç bağlanma dayanıklılığı değerlendirilmesinde termosiklus işlemi uygulanmamıştır.

İn vitro çalışmalarda ideal bağlanma dayanım testlerinin dişlerin çekimini takiben yapılmasıdır. Ancak çekimi takiben yapılması genellikle mümkün olmamaktadır (163). İn vitro bağlanma testlerinde, deneyde kullanılacak dişlerin deney aşamasına kadar çekimden sonra dehidrate olmasını önlemek amacıyla solüsyon içinde bulunması önerilmektedir. Saklama solüsyonu içerisine mikroorganizma üremesini engellemek amacıyla %70 etanol, %10 formol, %0.05-0.1 timol, % 0.1-1 kloramin T, % 2 gluteraldehit gibi antimikrobiyal kimyasal

maddeler eklenmektedir (163). Geçen süre ve dişlerin saklandığı bekleme solüsyonu mine ve dentin yapısında değişikliğe neden olarak bağlanma dayanıklılığını etkileyebilmektedir. Bağlanma testi yapılacak dişlerin deney aşamasına kadar distile suda saklanması gerektiği bildirilmiştir (165). Tosun ve ark. üç farklı bekleme solüsyonunun bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını distile suda saklanan örneklerde olduğunu belirtmişlerdir (166). Çekilmiş dişler 6 aydan sonra dentin proteinlerinde dejeneratif değişiklikler olması nedeniyle kullanılmamalıdır (163).

Tez çalışmamızda 3 ay içinde toplanan gömük üçüncü molar dişler distile su içinde kapalı ortamda saklanmışlardır. Saklama sıvısı her hafta periyodik olarak değiştirilmiştir.

Adeziv diş hekimliğinde restoratif prosedürlerin önemli bir aşaması diş kesimi sırasında yüzeyde oluşan smear tabakasının kaldırılması veya modifiye edilmesidir. İn vitro araştırmalarda bağlanma testi yapılacak yüzeylerde standart smear tabakasının oluşturulması için 320 ve 1200 grit arasında silikon karbit zımparalar ya da yüksek devirli elmas aşındırıcıların kullanımı önerilmektedir (149). Literatür incelemelerinde farklı smear tabaka kalınlıkları oluşturulmuştur. Farklı smear tabaka kalınlıklarının adeziv dentin bağlanma değerleri üzerinde etkisinin olmadığını ancak kalın smear tabakasının ara yüzde aralık (gap) oluşumunu artırdığını bildirmişlerdir (163). Çalışmamızda literatüre uygun olacak şekilde yüzeyler standart smear tabakası elde edilmesi amacıyla 200, 400 ve daha sonra 600 grit zımpara ile aşındırılmıştır.

Enfekte dentinin uzaklaştırılması sonrası dentin tübüllerinde kalan bakteri popülasyonunun antibakteriyel solüsyonlarla azaltılması kavite dezenfeksiyonunu önemli kılar. Ancak dezenfektanların bonding prosedürü öncesi kullanılması restorasyonun bağlanma gücü ve mikrosızıntı açısından önemlidir. Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak klorheksidin ve ozon gazı tercih edilmiş ve bağlanma üzerine etkisi araştırılmıştır.

Restorasyonun klinik başarısı kompozit materyali ve diş dokuları arasındaki bağlantıyı sağlayacak dentin bondinglerin hibridizasyonunun kalitesine ve devamlılığına bağlıdır. Dentin bondinglerin uygulandıkları dokunun özellikleri,

dentinde yapılan farklı yüzey hazırlıkları, bondinglerin uygulanma yöntemlerindeki farklılıklar hibrit tabakanın klinik performansını etkileyen faktörlerdir (162).

Kavite dezenfektanlarının dentine bağlanma etkileri araştırıldığında birlikte kullanıldıkları bağlayıcı sistemler ve bu sistemlerin hangi aşamasında kullanıldığı önemlidir. Kavite dezenfektanları asitleme öncesi veya sonrası uygulanması bağlanmayı etkileyebilir. Dentin yüzeyine kavite dezenfektanlarının asitten önce uygulanması, yüzeyi pürüzlendirmeye karşı dirençli hale getirip asit tedavisini geçersiz kılabilir (167). Mikroorganizmaların büyük bölümünün smear tabakasının asitleme ile uzaklaştırılmasıyla yok olduğu, sonrasında uygulanacak dezenfektanların ise dentin kanallarında kalan mikroorganizmalara etki edeceği düşünülmektedir (168). Bu nedenle, etch-and-rinse adeziv sistemlerde klorheksidinin asitten sonra self-etch adeziv sistemlerde ise önce uygulanması önerilmiştir. Tez çalışmamızda da kavite dezenfektanı asitleme işleminden sonra ve self-etch adeziv sistemden önce uygulanmıştır.

Kavite dezenfektanı uygulamasının dezavantajların biri dentin yüzeyinde debris bırakarak adezivlerin tam olarak yayılmasını önlemesidir. Debris, dentinin adeziv ile nemlenmesini önleyerek düşük bağlanma değerlerine neden olabilir (167, 169). Ancak hidrofilik yapılı dentin primerinin öncesinde kavite dezenfektanı uygulamasının rewetting işlemini gerçekleştirerek daha iyi bir bağlanma sağlayacağı düşünülmektedir (170). Hidrofilik rezin ve dentin arasında demineralize kollajen ağının bütünlüğünün sağlanıp sürdürülebilmesi için suyun önemli olduğu düşünülmektedir. Suyun eksik ya da fazlalığı ara yüzeyde hibridizasyonun tamamlanmamasına neden olur (167). Kavite dezenfektanları sulu bileşiklerdir. Klorheksidin % 98 su içerir. Asitleme sonrası dentine uygulandığında yüzeyleri nemli bırakması, kollajen ağının yıkımından sorumlu tutulan MMP'yi inhibe etmesi dezenfektan özelliği kadar önemli olabilir (69, 167, 171). Kavite dezenfektanlarının dentin bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanımlarına etkilerini araştıran çalışmalar, kavite dezenfektanlarının içeriği, sonrasında kullanılan dentin bağlayıcı sistem, restoratif materyal ve uygulama prosedürüne göre farklı sonuçlar göstermiştir (57, 169- 172).

Dentine bağlanma dayanımına ait literatürler incelendiğinde klorheksidin ve ozon uygulamasının metakrilat esaslı kompozit rezinler ve adezivleriyle ilgili pek çok araştırma yapılmasına rağmen kimyasal yapısı siloksan ve oksiran moleküllerinin birleşiminden elde edilen siloran kompozitler hakkında yeterli araştırma bulunmamaktadır. Çalışmamızda kimyasal kavite dezenfektanı olarak klorheksidin ve ozonun rezin kompozitler ve siloranın dentin dokusuna bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Yapılan çalışmalarda sıklıkla tercih edilen klorheksidin glukonat, bağlandığı dokularda yavaş salınım göstererek uzun süreli etkinlik sağlar. Düşük konsantrasyonda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonda ise hücresel içeriği irreversible olarak çökelten bir bakterisittir (53, 69).

Klorheksidin diglukonatın en yaygın oral kullanımı sulu çözeltisidir. Suda eriyen, fizyolojik pH' da kolayca ayrılan ve pozitif yüke sahip bir bileşiktir. Klorheksidin solüsyonunun bakteriyel etkisi katyonik molekülün negatif yüklü mikrobiyal hücre duvarına kolayca bağlanabilmesiyle gerçekleşir. Bakteriler ve diş yüzeyleri arasında kalsiyum köprülerinin oluşumunu engelleyerek bakterinin diş yüzeyine yapışmasını önler (69). Klorheksidinin % 0,05-2 arasında değişen konsantrasyonlarının antimikrobiyal etkinliği vardır (173). Türkün ve ark. yapmış oldukları çalışmada in vitro koşullarda %0.2 ve %2'lik klorheksidinin MS' ye karşı antibakteriyel etki gösterdiğini belirtmişlerdir (174).

Klorheksidin kullanımı ile ilgili diğer önemli bakış açısı bağlanma dayanıklılığında MMP'lerine etkisidir. Antibakteriyel etkinliğinin yanında aynı zamanda tüm ekstrasellüler matriks bileşenlerinin degradasyonundan sorumlu olan MMP enzimlerinin inhibitörüdür. Dentin matriksi kalsiyuma ihtiyaç duyan endopeptitazlar olarak dişin hem gelişiminde hem de çürük oluşumunda rol oynayan MMP içerir. Yapılan araştırmalarda klorheksidinin dentindeki endojenik kollajenik aktiviteyi önleyici etkisinin olduğu gösterilmiştir (175, 176). Literatürlerde klorheksidinle yapılan çalışmalarda antibakteriyel etkinliği kanıtlanmış olan, %2' lik klorheksidin konsantrasyonunun sıklıkla tercih edildiği gözlemlenmiştir (67, 177, 178).

Tez çalışmamızda antibakteriyel etkisi kanıtlanmış klorheksidin glukonatın % 2' lik solüsyonu kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalarda dentin yüzeyine adezivden önce EDTA (etilendiamin tetra asetik asit), NaOCl (sodyumhipoklorid) ve CHX (klorheksidin) gibi yüzey hazırlayıcılar uygulanarak daha uzun ömürlü ve daha dirençli bağlanma elde edilmesi hedeflenmiştir. Bu ajanlar dentin dokusunda kalan bakterilere karşı antibakteriyel etkinin yanısıra bakterilerin zararlı etkilerini veya oluşabilecek bakteriyel mikrosızıntıyı önlemek amacıyla da kullanılırlar (162).

Kavite dezenfektanlarının dentin yüzeyindeki koşulları etkileyip etkilemediklerinin araştırılmasının önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Araştırmamızda, kavite dezenfektanı uygulaması dentin yüzeyindeki smear tabakasına %37'lik fosforik asit uygulandıktan sonra ve self-etch sistemlerle modifiye edilmeden önce gerçekleştirilmiştir. Tez çalışmamızda hazır preparat % 2 klorheksidin (Ceraxidin-C, IMICRYL, Türkiye) ve ozonun (Prozone, Avusturya), siloran iki aşamalı adeziv sistem, self-etch adeziv sistem G-Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve etch-and-rinse adeziv sistem Prime&Bond NT (Densply, Almanya) makaslama bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır.

Tez çalışmamızda klorheksidin gruplarının kontrol gruplarıyla karşılaştırılmasında dentin bağlanma değerlerinde kısmen düşme olsa da istatistiksel olarak anlamlı değildi. Klorheksidin uygulanan grupların kendi aralarındaki karşılaştırmalarında smear tabakasının % 37' lik fosforik asit ile uzaklaştırıldığı Prime&Bond NT (Densply, Almanya) grubunun (grup1c), klorheksidin uygulamasından sonra self-etch adeziv sistem G-Bond (GC, Tokyo, Japonya) uygulanan gruptan (grup 1b) makaslama bağlanma dayanımını istatistiksel olarak yüksek olduğu tespit edildi. Klorheksidin sonrası iki aşamalı self-etch siloran adeziv sistemlerin ise diğer iki grupta dentine makaslama bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak fark olmadığı saptandı

de Castro ve ark. çalışmamızla benzer olarak üç farklı adeziv sistem kullandıkları araştırmalarında asitten önce ve sonra % 2 klorheksidin uygulamışlardır. Bonding öncesi asitlemeye ihtiyaç duyulan, aseton bazlı, dolduruculu Prime&Bond NT, bonding öncesi asitlemeye ihtiyaç duyulan, su bazlı, doldurucusuz Single Bond ve kendinden asitli, su bazlı, dolduruculu Clearfil SE Bond ile tedavi edilen kompozit rezinin dentine mikro bağlanma kuvvetlerini etkilemediğini belirtmişlerdir (167). Asit uygulaması, klorheksidin diş yüzeyine

bağlanma eğilimini artırır. Pozitif iyonik yüke sahip klorheksidin diş yüzeyindeki fosfat gruplarına bağlanarak minenin ve dentinin yüzey enerjisinin artırır. Böylece asit sonrası uygulanması primerin dentini nemlendirme yeteneğini arttırabilir (167).

Bizim çalışmamızda klorheksidin uygulanan tüm grupların kontrol gruplarıyla karşılaştırılmasında fark istatistiksel olarak anlamsız iken, kendi aralarında karşılaştırılmalarında asit sonrası klorheksidin uygulanan grup 1c' de (Prime&Bond NT) self etch adeziv sistem uygulanan grup 1b örneklerinden dentine makaslama bağlanma dayanımı daha yüksek tespit edildi. Asit uygulamasının dentinin yüzey enerjisini artırarak, klorheksidinin dentin yüzeyini nemli bırakması bu farklılığın sebeplerinden biri olabilir.

Jang ve ark. %2' lik klorheksidinin tek aşamalı self etch adezivlerde (G-Bond, XenoV, Clearfil S³ Bond) kompozitin dentine mikro bağlanma kuvvetlerine etkisini araştırmışlar. Klorheksidin uygulanan gruplar arasında en yüksek mikro bağlanma değerleri gösteren Clearfil S³ Bond olmuştur. Sırayla G-bond ve XenoV izlemiştir. Benzer şekilde kontrol gruplarında da aynı sıra takip etmiştir. Xeno V en düşük pH< 2 sahip iken, G-Bond pH (2,3) ve Clearfil S³ Bond pH (2,4) idi. Düşük pH'ya sahip self-etch adeziv sistemler dentinde daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir. Clearfil S³ Bond' un daha yüksek bağlanma değerleri göstermesinin sebebi diğerlerine göre daha yüksek pH (2,4) olabileceğini savunmaktadırlar. Araştırmalarında %2 klorheksidin uygulamasının kompozitin dentine mikro bağlanma kuvvetlerini olumsuz etkilemediğini bildirmişlerdir. Ayrıca dentin hibrit tabakasındaki kollajen fibril yıkımını önleyici olarak klorheksidin solüsyonunun tek aşamalı self- etch adezivlere katılabileceğini ileri sürmüşlerdir (167).

Çalışmamızda klorheksidin uygulanan self-etch sistem G-Bond ve iki aşamalı siloran self-etch adeziv sistem gruplarının kendi aralarında ve kontrol grupları arasında fark olmadığı bulunmuştur.

Carrilho ve ark. asit uygulamasından sonra % 2'lik klorheksidin uygulamasının restorasyondan hemen sonra başlangıç bağlanma kuvvetlerini etkilemediğini bulmuşlar. 6 ay suni tükürükte bekleme sonrası hem klorheksidin uygulanan gruplar hem de kontrol gruplarında bağlanma kuvveti azalması ile sonuçlanmış. Ancak suni tükürükte saklanan kontrol grubunda başlangıç bağlanma kuvvetlerine göre azalma % 43,5 iken klorheksidin grubunda %23,4 bulmuşlar. 6 ay

sonra hibrit tabakanın özellikle alt bölümünde korumasız kollajen fibrillerin ilk enzimatik yıkıma en çok meyilli bölümünde daha iyi korunduğu görülmüştür. Bunu asit sonrası çıplak kalan kollajen fibrillerin klorheksidine maruz bırakılarak adeziv rezin tarafından hapsedilerek kollajen fibrillerin daha iyi korunmasına bağlamışlar. Klorheksidin uygulanan gruplarda bağlanma kuvvetlerindeki azalmanın daha düşük olması fibrillerin korunması nedeniyle olabileceği savunulmaktadır. Saklama ortamına proteaz enzim inhibitörü eklenmesinin bağlanma kuvvetleri üzerinde önemli etkiye sahip olmadığı saptanmıştır. Solüsyonunun içine dahil edilen proteaz inhibitörlerinin etkisinin olmaması dentine bağlı MMP enzimlerinin klorheksidin tarafından direkt inhibisyonu sonucunda hibrit ve subhibrit tabakaların kollajen fibrillerinin bozulmasının azalmasına bağlamışlar (175).

Manfro ve ark. asitleme sonrası klorheksidin konsantrasyonunun (% 0,5 ve % 2) Adper single bond 2 ve Filtek Z 250 kullanarak restore edilen süt dişi dentinine bağlanma kuvvetine benzer etki göstermiş ve çalışmalarında her iki konsantrasyonun da süt dişi dentinine bağlanma kuvvetinde zıt etki yapmadığını göstermişlerdir (179).

Adeziv sistemlerde rezin monomerin yetersiz difüzyonu hibridizasyonun tamamlanmamasıyla sonuçlanır. Korumasız kalan kollajen fibriller hidrolitik bozulmaya karşı savunmasız kalabilirler. Bakteri yokluğunda bile hibrit tabakasındaki kollajen fibrillerin oto-degradasyonundan sorumlu tutulan MMP' lerin aktive edildiği düşünülebilir. Klorheksidinin asit-etch sonrası adeziv sistemlerden öncesi uygulanması bakteri azalmasına ek olarak MMP üzerine inhibitör etki ederek adeziv ara yüzeyinde bozulma sürecini yavaşlattığı düşünülmüştür (179).

Soares ve ark. sığır kesici dişlerinde asitleme öncesinde, sonrasında % 0,12 - %2 klorheksidin ve % 37 fosforik asit ile birlikte % 2 klorheksidin (FGM Joinville, Brezilya) uygulamaları arasında fark görmemişler. Klorheksidin uygulanmasının gruplar arasında dentin mikrobiyal bağlanma kuvvetleri açısından fark oluşturmadığını bildirmişler (69).

Zhou ve ark. iki aşamalı self etch adeziv sistemlerin (clearfil SE bond) primerin içine dahil edilebilecek en ideal klorheksidin konsantrasyonu (% 0.05, % 0.1, % 0.5, % 1) belirlemek için yaptıkları çalışmalarında tüm gruplarda başlangıç bağlanma değerlerini etkilenmediğini bildirmişler. Düşük asiditeye sahip adeziv sistemlerde asit aktivasyon mekanizmasıyla MMP aktif hale getirilebilir. Self-etch

adeziv sistemlerin içindeki asidik monomerler MMP aktive ettiğinde adezivin ışıkla tedavi edilene kadar primere eklenen klorheksidin aynı anda MMP inaktif edebileceğini bildirmişler. Araştırmalarında % 1'e eşdeğer veya daha düşük konsantrasyonlardaki klorheksidin self-etch adezivlerin primerine katılmasının dentin bağlanma dayanıklılığı üzerine ters etki yapmadığını ve dayanıklılığı değiştirmediğini ancak uzun dönem bağlanma dayanıklılığının araştırılması gerektiğini bildirmişlerdir. Asit ve yıkama olan üç aşamalı sistemlerde bağlanma dayanıklılığının yüksek olmasını klorheksidin MMP'leri inhibe etmesine bağlamışlardır (77).

Chaharom ve ark. %2 klorheksidin glukonat içeren kavite dezenfektanı iki aşamalı self-etch Clearfil SE Bond ve tek adım self-etch Clearfil S³ Bond adeziv sistemler öncesi kullanılmışlardır. Klorheksidin iki aşamalı ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerle kullanılmasının dentine bağlanma dayanıklılığına etkisi olmadığını bildirmişler. Total-etch sistemlerde asitleme sonrası klorheksidin uygulanmasının bağlanma dayanıklılığını arttırmasını kollagen fibrillerinin bozulmasından sorumlu matrix metaloproteinazları inhibe etmesine bu sayede hibrit tabakanın korunmasına bağlamışlar (180). Çalışmalarında ayrıca klorheksidin kullanılmayan gruplarda iki aşamalı ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerin kendi aralarında dentine bağlanma dayanıklılığı açısından fark olmadığını bildirmişlerdir (180).

Klorheksidin uygulamasının olumsuz dezavantajı klinik uygulama basamaklarını arttırmasıdır. Son araştırmalarda klorheksidin asit solüsyonuna ve primer veya adezivin içine karıştırılarak antibakteriyel, antiproteolitik, yeniden nemlendirme ve tamponlama gibi özelliklerinin en ideal konsantrasyonlarda kullanmayı önerdiler. Böylece klinik uygulama basamaklarını basitleştirmeyi amaçladılar (176, 181).

Sabatini'nin klorheksidin dentinin proteolitik aktivitesini jelatin fermentasyonu (zymography) ile önlediğini, antibakteriyel, antiproteolitik, tekrar ıslatma ve tamponlama gibi faydaları olduğunu bildirmiş. Çalışmalarında klorheksidin adeziv öncesi topikal kullanımı değilde adeziv içine dahil edilerek kullanımını araştırmış. Ancak tüm bunlarla birlikte ticari olarak adeziv içine klorheksidin ilave edilen ve edilmeyen kontrol grupları arasında başlangıç ve 6 ay

sonraki bağlanma kuvvetlerinin karşılaştırılmasında fark olmadığını bildirmiştir (176).

Boruziniat ve ark. klorheksidin uygulamasının başlangıç ve iki ay sonraki bağlanma dayanıklılığı değerlerini doldurucu içeren etanol bazlı etch-rinse adeziv sistemlerde (PQ1, Ultradent) araştırmışlardır. Çalışmalarında gruplar arasında başlangıç bağlanma değerlerinde önemli fark olmadığını tespit etmişler. 2 ay kollajen solüsyonunda (Sigma-Allorich, A.B.D) bekletme sonrası klorheksidin grubunda bağlanma değerleri kontrol grubuna göre daha yüksek bulmuşlar. Kontrol gruplarında 2 ay kollajen solüsyonunda bekletme sonrası başlangıç bağlanma değerlerine göre önemli derecede daha düşük bulmuşlardır. Ancak klorheksidin grubunda 2 ay kollajen solüsyonunda bekletme sonrası başlangıç bağlanma değerleri arasında fark olmadığını tespit etmişler. Dezenfektan olarak klorheksidin kullanılmasının ters etki göstermediğini ve bağlanma kuvvetini koruyabildiğini belirtmişlerdir (181). Başlangıç bağlanma değerlerini araştırdığımız çalışmamızda klorheksidin dentine bağlanma değerlerini istatistiksel olarak etkilemediğini saptadık.

Hassan va ark. yaptıkları çalışmalarında bonding uygulaması öncesinde değişik dezenfektanlar kullandıklarında en yüksek dentin bağlanma dayanıklılığını EDTA uygulanan grupta daha sonra sodyum hipoklorit grubunda ve sonrasında klorheksidin grubunda bulmuşlar, kontrol grubunda ise en düşük bağlanma değerlerini bulmuşlardır. Farklı dezenfektanların (%2 klorheksidin, %4 sodyum hipoklorit ve %19 EDTA) Prime&Bond NT adeziv sistemlerden önce kullanılmasının smear tabakasını kaldırıp daha dayanıklı homojen bir hibrit tabaka oluşmasını kolaylaştırdığını, dentin nemliliğini artırdığını ve bağlanmaya olumlu etki yaptığını savunmuşlardır (182).

Siloran kompozitlerle ilgili literatür araştırmamızda kavite dezenfektanları ve ozon uygulanmasının siloran adeziv sistemlere bağlanma dayanımına etkisi hakkında yeterli çalışmalara rastlanmamıştır. Tez çalışmamızda siloran self-etch primer ve adeziv (3M ESPE, Almanya) öncesi %2 klorheksidin uygulaması makaslama bağlanma dayanımına etkisi araştırıldı. Kontrol grubuna göre klorheksidin bağlanma dayanımını istatistiksel olarak etkilemediği saptandı.

Arslan ve ark. kavite dezenfektanlarının siloran esaslı rezin kompozitlerin bağlanma dayanıklılığı araştırmalarında, (klorheksidin, sodyumhipoklorit, propolis, ozon, Er, Cr: YSGG lazer) siloran adeziv sistem öncesi dezenfektanlar uygulamışlar (182). Test edilen kavite dezenfektan ajanlarının siloran esaslı rezin kompozitte (Filtek Silorane) bağlanma kuvvetlerini etkilemediğini belirtmişlerdir (183).

Siloranlar ile ilgili ileri in vitro laboratuvar çalışmaları ve in vivo klinik araştırmaları yapılmasının materyalin özelliklerinin anlaşılması açısından gerekli olduğu düşünülmektedir. Tez çalışmamızda klorheksidinin siloran adeziv sistemde bağlanma dayanıklılığını istatistiksel olarak etkilemediğini saptadık.

Gerek bizim çalışmamız gerekse yukarıda ifade edilen araştırmaların sonuçlarına göre klorheksidinin asit sonrası kavite dezenfektanı olarak kullanımının dentine bağlanma değerlerini istatistiksel olarak etkilemediği görülmüştür. Başlangıç bağlanma kuvvetlerini etkilememesi diş yapısının yüzey enerjisini artırması ve nemlendirme yeteneği ile açıklanabilir. Ancak klorheksidinin konsantrasyonu, uygulama sırası, uygulandığı dentin bölgesi ve kullanılacak adeziv sistemin içerik özelliklerine göre farklı görüşler bulunmaktadır.

Bizim elde ettiğimiz bulgulardan farklı olarak klorheksidinin dentine bağlanma değerlerini azalttığını veya artırdığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (177, 184- 186).

Vieira ark. süt dişlerinde asitleme öncesi, % 2'lik klorheksidin içeren kavite dezenfektanını uyguladıktan sonra suyla yıkama işlemi sonrası asit uygulamışlar. Asitleme öncesi klorheksidin uygulamasının, dezenfektan uygulanmayan kontrol grubu ile asitle birlikte klorheksidin uygulanan gruba göre makaslama bağlanma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Bu azalmanın klorheksidinin kalıntılarının dentinde bulunan kalsiyum ve fosfat ile etkileşimi bonding ajanın bağlanma yeteneğini olumsuz etkileyebileceğine bağlamışlar. %2 klorheksidin Single Bond (3M Co, A.B.D) adeziv sistem öncesi kullanıldığında bağlanma dayanıklılığını önemli derecede düşürmüş. %2 klorheksidin içeren asit jel kullanıldığında bağlanma kuvveti dayanıklılığında kontrol grubu ile karşılaştırıldığında fark olmadığını belirtmişlerdir (177).

Dina Wafik Elkassas ve ark. farklı kavite dezenfektanlarının (% 1 Benzalkonyumklorit, % 2 klorheksidin, % 5.25 sodyumklorit, %3 Doksisilin) etch - and-rinse Adper Single Bond ve self-etch Clearfil S³ Bond her iki adeziv sistemde bağlanma kuvvetine etkisini araştırmışlar. Self etch Clearfil S³ adezivin öncesi farklı dezenfektanların kullanıldığı örneklerin kontrol grubu ile karşılaştırılmasında bağlanma kuvvetleri artmıştır. Gruplar içinde en yüksek bağlanma değerlerini NaOCI grubu göstermiş. Sırayla TR (Tubulicid Red), CHX (Consepsis) ve MTAD (Biopure) izlemiştir. Dezenfektanların Clearfil S³ Bond öncesi kullanılabileceğini önermişler. Ancak Adper Single Bond 2 ile asitleme öncesi dezenfektan kullanımı bağlanma kuvvetlerini azalttığını bildirmişler. (184).

Klorheksidin asit öncesi smear tabakasını uzaklaştırılmadan ve self-etch adeziv sistemlerden önce kullanılması dentin yüzeyinde ve dentin tübüllerinde oluşan debrisin bağlanma dayanımını azalttığı düşünülmektedir. Klorheksidin katyonik özelliği nedeniyle smear tabakasında veya dentin yüzeyinde apatit fosfat gruplarıyla bağlanabilir ve rezinin infiltrasyonu üzerinde olumsuz etkisi olabilir. Asitten sonra uygulanması yüzeyi ıslak bırakabilir. Uygulandıktan sonra nem kontrolünün dikkatli yapılması gerekir (181).

Stanislawczuk ve ark. farklı konsantrasyondaki klorheksidin adeziv sistemlerin içine dahil edilerek rezin dentin arayüzeyindeki dayanıklılığa etkisini etch-and-rinse adeziv sistem XP Bond (Denstply, A.B.D) ve Ambar (FGM, Brezilya) kullandıkları araştırmalarında adeziv sistemlere ilave edilmesi bir yıllık bekletme sonunda rezin dentin bağlanma yıkımının önlenmesine yardımcı olduğunu göstermişlerdir. Direkt klorheksidin uygulanmasının MMP' nin aktivitesini ve sistein cathepsis'ini inhibe ettiği gösterilmiştir. Klorheksidin sırayla kollagen matriksi, demineralize dentin içindeki negatif karboksil gruplarını ve fosfat gruplarını bağlar. Bu sayede klorheksidin mineralize ve demineralize dentin tabakalarında konsantrasyonu veya bekleme süresi ne olursa olsun bağlı kalabilir (185).

Ekambaran ve ark. klorheksidin ve etanol ile nemlendirme ile birleştirilmesinin sağlam ve enfekte çürük dentinde bağlanma dayanıklılığı etkisi araştırmışlar. Klorheksidin ve etanol nemli bonding uygulamasının yapay tükürükte bir yıl yaşlandırma sonrası sağlam dentinde ve çürükten etkilenmiş

dentinde hidrofobik adezivın bağlanma kuvvetlerini koruduğunu ve daha az nano sızıntı gösterdiğini belirtmişlerdir (186).

Son yıllarda ozon, antibakteriyel özellikli dezenfektanlara alternatif olarak kullanımına sunulmaktadır. Ozon kuvvetli ve etkili bir antibakteriyel ajan olarak kabul edilmiştir. Ozon gazı uygulamasının dişhekimliğinde kavite, kök kanal, periodontal cep ve herpetik lezyon dezenfeksiyonunda kullanılabileceği savunulmaktadır. Ozon güçlü oksidasyon özelliği ile hücre içi komponentlerin hücre zarını parçalayarak etki göstermektedir(111, 121-123, 187).

Polydorou ve ark. çürükten sorumlu iki önemli bakteri S.Mutans ve Lactobacillus casei (L.Casei) ozon uygulamasının, 4 ve 8 hafta sonra antimikrobiyel etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında 8 hafta boyunca çürük mikroflorasının önemli bakterisi S.Mutans'a karşı L. Casei'den daha etkili olduğunu ifade etmişlerdir. Restorasyonların altında kalan bakterilerin eliminasyonu için ozon uygulanması başarılı olabileceği üzerinde durulmuştur. (188).

Johansson ve ark. ozonun tükürük varlığında veya tükürüksüz karyojenik bakteri türlerine ve tükürük proteinlerine etkisini değerlendirmişler. 60 sn ozon uygulanmasından sonra neredeyse %100' e yakını ozon gazından etkilenmiştir. Tükürük varlığında ozonun antibakteriyel etkinliği azalmıştır (187).

Ozonun diş hekimliğinde antibakteriyel etkilerini değerlendirmek için firmalar tarafından farklı ozon jeneratörleri üretilmiştir. Diş hekimliğinde ilk HealOzone (Kavo, Almanya) üretilmiş ve birçok çalışmada kullanılmıştır. Bu jeneratörlerin endikasyonlara göre farklı sürede ve konsantrasyonda ozon gazı üretmeleri doz miktarını belirleyen birimlerin standardize edilememesinden kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda havadaki oksijeni ozona dönüştüren Prozone kavite dezenfeksiyonu için önerilen 6 sn modu coro ucu ile uygulanmıştır.

Yetkiner ve ark. iki farklı ozon jeneratörünün in vitro antibakteriyel etkisi karşılaştırmalarında Prozone 6 sn ve 12 sn uygulamasının S.Mutans ve LB'ler üzerinde bakterisidal etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını çürük profilaksisinde 6 sn modunun yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Farklı iki jeneratörün aynı süre (6 sn) karşılaştırılmalarında Ozonytron OZ' un S.Mutans ve LB'ler üzerinde daha etkili olduğunu gözlemlemişler. Bunun ozon jeneratörlerinin doz miktarlarını belirleyen birimlerin standardize edilememesine bağlamışlardır (189).

Ozon gazının mikroorganizmalar üzerine antibakteriyel etkisinin ispatlanmasına rağmen dezenfektan olarak bağlanma kuvvetlerine etkisini değerlendiren çalışmalarda farklı görüşler bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda kontrol grubu ve klorheksidin grublarından elde edilen örneklerde en düşük makaslama bağlanma değerleri ozon uygulanan gruplardan elde edilmiştir. Aseton içerikli etch-and-rinse adeziv sistem (Prime&Bond NT), self-etch adeziv sistem G-Bond ve self-etch iki aşamalı siloran adeziv sistem uygulanan üç grupta da kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında ozonun dentine makaslama bağlanma değerlerinde anlamlı olarak düşme meydana getirdiği tespit edildi.

Rodrigues ve ark. etanol içerikli bir adeziv sistemin asit öncesi, sonrası ve ozon uygulamışlar. Uygulama sonrası %10 sodyum askorbat solüsyonu ile yıkayarak herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubu ile karşılaştırdıklarında kontrol grubu ile ozon uygulanan (asit öncesi ve sonrası) grubun dentine mikro bağlanma değerlerini düşürdüğü, ozon sonrası %10 sodyum askorbat solüsyonu ile yıkanması durumunda ise fark olmadığını bulmuşlardır. Ayrıca, fosforik asidin ozon gazını etkileyip etkilemediğini gözlemlemek için asit uygulama sırası değiştirilmiş. Ozon gazından sonra fosforik asit uygulamasının mikro bağlanma kuvvetlerini düşürdüğünü tespit etmişler (190).

Ozon gazının uygulaması sonrası dentin alt tabakada bulunan oksijen molekülleri fosforik asidi etkileyebilir. Hibrit tabakanın oluşumunda asitle açığa çıkan kollagen fibriller dentine adezyonda önemli elementlerden biridir. Hibrit tabakanın oluşumuna herhangi bir müdahale adeziv materyalinin dentine yapışmasında bağlanma kuvvetlerini etkileyebilir (190). Çalışmamızda fosforik asit sonrası ozon gazı uygulanan grup 2c' de dentine makaslama bağlanma değerleri düşük bulunmuştur.

Kararsız bir molekül olan ozon, hızla oksijene ayrılmaktadır. Adeziv polimerizasyonu sırasında oksijen mevcut ise büyüyen monomer zincirler serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonu etkileyebilir. Adeziv sistemlerin polimerizasyonunun tamamlanmaması restoratif materyaller arasında bağlanma kuvvetlerini azaltabilir. Benzer şekilde hidrojen peroksit veya karbomit peroksit ile dental beyazlatma sonrası artık oksijen varlığı bağlanma kuvvetlerinde benzer azalma meydana getirmiştir (190).

Beyazlatma ajanlarının (karbamiitperoksit, hidrojen peroksit vb.) adeziv sistemler içerisindeki monomer ile karşılaştığında aktive olarak oksit tabakası oluşturup rezin polimerizasyonunu bozarak bağlanma dayanımını düşürebilir (191). Oksijen salan ürünlerin oksidatif etkilerini nötralize etmek amacıyla serbest oksijen radikallerine maruz kalan yüzeylere C vitamini veya sodyumdan oluşan sodyum askorbat gibi anti oksijen ajanlar uygulanabilir.

Tez çalışmamızda asit uygulaması sonrası kullanılan ozon Rodrigues ve ark. yapmış olduğu çalışmalarla uyumlu olarak dentine bağlanma değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Bu çalışmalardan farklı olarak ozonun bağlanma değerlerine herhangi bir etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır..

Schmidlin ve ark. sadece ozon veya indirgeyici sıvı (Healozone reductant) ile birlikte uygulamasının ve %35'lik hidrojen peroksit ile beyazlatma yapılan, mine ve dentine bağlanma kuvvetine etkisini incelemişler. Mineye bağlanmada 60 sn ozon (Healozone, KaVO, Brugg, İsviçre) uygulamasının herhangi bir uygulama yapılmayan kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını göstermişlerdir. Mine örneklerinde yalnız ozon ile tedavi edilen grubun beyazlatma ajanı kullanılan (%35' lik hidrojen peroksit) ve indirgeyici sıvı (Healozone reductant) kullanılan gruptan daha iyi bağlanma değerleri sergilemiştir. Ozon uygulaması sonrası indirgeyici sıvı kullanılması bağlanma kuvvetini azaltmıştır. Yukarıdaki çalışmanın sonuçları mine örneklerinde beyazlatmanın bağlanmayı olumsuz etkilediğini göstermiştir. Dentine bağlanmada ise herhangi bir işlem uygulanmayan kontrol grubu ile ozon sonrası indirgeyici sıvı (Healozone reductant) kullandıkları gruplar beyazlatma ajanı hidrojen peroksidin uygulandığı gruptan daha yüksek bağlanma değerleri sergilemişler. Ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (192).

Bizim çalışmamızda ozon grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmıştır. Ozon uygulanan gruplar kontrol grupları ile karşılaştırıldığında makaslama bağlanma kuvvetleri daha düşük bulunmuştur. Dentine makaslama bağlanma kuvvetlerinin düşük olmasının sebebi olarak çalışmamızda kullandığımız ozon uygulama süresi ve miktarının farklı olması ve kullanılan adeziv sistemlerinin dentin yüzeyinde kalan oksijen etkileşiminden olduğu düşünülmektedir.

Pires ve ark. minede bağlanma kuvvetlerine ozon gazının etkilerini inceledikleri çalışmalarında 20 sn ozon uyguladıkları Exite ve AdheSE adeziv sistemlerde ozon uygulanan grupların kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte Excite adeziv sistem örnekleri (G1:Excite+ozon ve G2:Excite) bağlanma kuvvetlerinin AdheSE adeziv sistem örnekleri (G3:AdheSE+ozon ve G4:AdheSE) bağlanma kuvvetlerinden daha yüksek bulunmuştur. Ozon gazının 24 saat sonra mineye bağlanma kuvvetlerini etkilemediğini belirtmişlerdir (193).

Tez çalışmamızda kullandığımız ozon gazı siloran self-etch adeziv sisteme etkisi bağlanma değerlerini düşürmüştür. Ozon uygulanan self-etch siloran adeziv grubunda grup 2a' da kontrol grubu grup 3c'ye göre istatistiksel olarak düşüktü. Aynı adeziv sistemin klorheksidin grubu grup 1a ile karşılaştırılmasında dentine makaslama bağlanma dayanımında istatistiksel olarak fark anlamlı değildi.

Bonding işlemi öncesi ozon uygulamasının adeziv tabakanın karakterizasyonuna etkisi aydınlatılamamıştır. Farklı dezenfektanların siloran kompozitlerde bağlanmaya etkilerinin araştırıldığı çalışmada ozonun dentine bağlanmayı etkilemediğini belirtmişlerdir (183).

Magni ve ark. Prime&Bond NT, Excite, Syntac/Heliobond ve siloran dört farklı tip adeziv sistemlerin mekanik özelliklerine etkisini inceledikleri araştırmalarında 120 sn ozon gazı uygulamasının bonding presedürü öncesi riske atmadığını belirtmişlerdir. Kimyasal birleşimi ve çözücü içeriği ne olursa olsun ozon gazı tedavisinin bu adezivlerin mekanik özelliklerini bozmadığını bildirmişlerdir (194).

Kapdan ve Öztaş'ın süt dişlerinde asit uygulanmadan adeziv sistem (Prime&Bond NT) %2 klorheksidin ve ozonu dezenfektan olarak kullandıkları çalışmalarında test grupları arasında bağlanma kuvvetleri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Klorheksidin grubunun kontrol ve ozon grubuna göre daha düşük bağlanma kuvvetleri göstermiştir. Ozon uygulamasın bağlanma kuvvetlerini arttırdığını bildirmişlerdir (195).

Yukarıda ifade edilen araştırmaların sonuçları ozon uygulamasının dentine bağlanma kuvvetlerini olumsuz veya olumlu etkilemesinin laboratuvar koşullarının farklı olması, ozonun uygulama süresi ve dozunun standardize edilememesi,

uygulandığı diş dokusu ve bağlayıcı sistemlerinin içeriklerine göre farklı sonuçlar elde edilebileceği kanısındayız.

Çalışmamızda deney gruplarında makaslama bağlanma testlerinden sonra ortaya çıkan kırık tiplerinin belirlenmesi hedeflenmiştir. Kırık yüzeylerinin başarısızlıkları tipleri stereomikroskopta incelenerek fotoğraflanmıştır. Makaslama bağlanma dayanım testlerinden sonra çoğunlukla kopma tipinin adeziv kopma olduğu ortaya çıkmıştır.

Jang ve ark. %2' lik klorheksidinin tek aşamalı self etch adezivlerde (G-Bond, XenoV, Clearfil S³ Bond) kompozitin dentine mikro bağlanma kuvvetlerine etkisini araştırmalarında tüm gruplarda adeziv kırılma tipi gözlemlemiştir (171).

de Castro ve ark. asitleme öncesi ve sonrasında klorheksidin uygulamasının mikro bağlanma testlerinden sonra tüm gruplarında çoğunlukla miks kopma belirtmişlerdir (167).

Carrilho ve ark. asitleme sonrası klorheksidin uyguladıkları çalışmalarında SEM analizinde başarısızlık modu dağılımında örneklerin %93,5'inde miks başarısızlık görülmüştür. Başlangıç test sonuçlarında kontrol ve klorheksidin grubunda benzer kırık tipleri bulunmuştur. Klorheksidin grubunda 6 ay saklama sonrası kırılma tipi ağırlıklı olarak hibrit tabakanın adeziv ve kompozit tabakalarında yön değiştirdiğini bulmuşlardır. Saklama zamanına ve ortamına bakılmaksızın en fazla kırık hibrit tabakasının alt ya da üst düzleminde meydana gelmiştir. (175).

Manfro ve ark. test edilen örneklerle bakılmaksızın klorheksidin uygulaması sonrası test edilen örneklerde baskın kopma tipinin adeziv/miks kopma olduğunu ifade etmişlerdir (179).

Vieira ark. test edilen örneklerinde tüm gruplarda koheziv kırık tipi çoğunlukta idi. Koheziv kırık adeziv sistemin üstün özelliği olarak düşünülebilir (177).

Rodrigues ve ark. çürük tedavileri sırasında ozon gazı kullanımının bağlanma dayanım değerlerini bozabileceğini ve gruplarında kopma tipinin çoğunlukla adeziv ancak bağlanma değerlerinin yüksek bulunduğu dezenfeksiyon işlemi yapılmayan kontrol grubunda koheziv kopma olduğunu belirtmişlerdir (190).

Pires ve ark. ozon gazının mineye bağlanma kuvvetlerine etkisi testlerinde oluşan kopma tiplerinin en sık görülen adeziv kopma olarak belirtmişlerdir (193).

Literatür araştırmalarından anlaşıldığı üzere hem total-etch hem de self-etch bağlayıcı sistemlerde bağlanma dayanım testlerinde meydana gelen kırık tipleri çoğunlukla adeziv kopma olarak ifade edilmiştir (171).

Bizim alışmamızda da makaslama bağlanma dayanım testi sonrası oluşan kopma tipi çoğunlukla adeziv kopma tipi olarak yukarıdaki araştırmalarla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak kullanılan klorheksidin ve ozonun in vitro koşullarda farklı dentin bağlayıcı sistemlerde makaslama bağlanma dayanımına etkisini sunmaya çalıştık.



6. SONUÇLAR

İki farklı kavite dezenfektanı olan %2 klorheksidin glukonat ve 6 sn ozon uygulamasının in vitro makaslama bağlanma kuvvetlerine etkisinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında;

1. Dezenfektan uygulanmayan gruplar arasında iki aşamalı siloran adeziv ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler arasında bağlanma değerleri arasında fark olmadığı, etch-and-rinse adeziv sistemlerin makaslama bağlanma değerlerinin yüksek olduğu,
2. Klorheksidin uygulanan gruplar arasında iki aşamalı siloran adeziv ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler arasında bağlanma değerleri arasında fark olmadığı, etch-and-rinse adeziv sistemlerin makaslama bağlanma değerlerinin yüksek olduğu,
3. Ozon uygulanan gruplar arasında iki aşamalı siloran adeziv ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler arasında bağlanma değerleri arasında fark olmadığı, etch-and-rinse adeziv sistemlerin makaslama bağlanma değerlerinin yüksek olduğu,
4. Kavite dezenfeksiyonu amacıyla klorheksidin uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark olmaması nedeniyle klorheksidin antibakteriyel ajan olarak iki aşamalı siloran adeziv, self-etch adeziv sistemler ve etch-and-rinse sonrası restorasyon öncesinde kullanılabileceği düşüncesindeyiz.
5. Kavite dezenfeksiyonu amacıyla klorheksidin ve ozon uygulanan grupların makaslama bağlanma değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.
6. Dentin ve adeziv ara yüzeyinde meydana gelen kopma tipi tüm örneklerde çoğunlukla adeziv kopma olarak görülmüştür.
7. Kavite dezenfeksiyonu amacıyla yapılan ozon uygulamasının makaslama bağlanma dayanımı kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olması nedeniyle kuşkuyla yaklaşılmalı ve sebeplerinin araştırılması için ileri in vitro/ in vivo araştırmalar yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Çalışkan, M K. Endodontide Tanı ve Tedaviler, 2. Baskı, Ankara, 2006 Nobel Kitabevi.
2. Roberson T M, Heymann O H, Swift E J, 3. Bölüm: Karyoloji: Lezyon, Etyoloji, Önleme ve Kontrol. Gürkan S, Yalçın Çakır F, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5.baskı, Ankara, GüneşTıp Kitabevleri; 2010, 67-134.
3. Köniğ K G. Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas. J Dent Res 1963; 42: 461-476.
4. Boudreau GE, Jerge CR. The efficacy of sealant treatment in the prevention of pit and fissure dental caries. J Am Dent Assoc 1976; 92: 383-387.
5. Newbrun E. Cariology, 3nd ed, Chicago, 1989, Quintessence Publishing Co. Inc, 50-65.
6. Driessens F C, Heijlgers H J, Borggreven J M, et. al. Post eruptive maturation of tooth enamel studied with the electron microprobe. Caries Res 1985; 19: 390-5.
7. Zero DT. Dental caries process. Dental Clinic of North America.1999; 43(4): 635-64.
8. Bayırlı G, Şirin Ş. Restoratif Diş Tedavi. İstanbul, 1982, Dünya Tıp Kitabevi Ltd.Şti.,269-337.
9. Erten H. Tükürüğün ağız-diş sağlığı bakımından önemi ve koruyucu fonksiyonları. G Ü Dişhek Fak Derg 2003; 20: 61-5.
10. Featherstone J D B. The continuum of dental caries evidence for a dynamic disease process. J Dent Res 2004; 83: 39-42.
11. Fejerskov O. Changing paradigms in concepts on dental caries: consequences for oral health care. Caries Res 2004; 38: 182-91.
12. Selwitz R H, Ismail A I, Pitts N B. Dental caries. Lancet 2007; 6: 51-59.
13. Mısırlıgil A. Sterilizasyon ve dezenfeksiyon yöntemleri. Cengiz AT, Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji, Ankara, Güneş kitapevi, 2004, 303-319.

14. Koray F. Diş Çürükleri. İstanbul, 1981, Dünya Tıp KitapeviLtd., 87-100.
15. Kargül B, Yarat A, Tanboğa İ, ve ark. Salivary Protein and Some Inorganic Element Levels in Healthy Children and Their Relationship to Caries. Journal of Marmara University Dental Faculty 1994; 2(1): 434-440.
16. Thylstrup A. Fejerskov O. Textbook of clinical cariology.2nd Eddition, Munksgaard, Copenhagen, 1994, 156.
17. Blinks C S. Lactobacilli and Streptococcus mutans in saliva, diet and caries increment in 8 and 13 year old children. Scand J Dent Res 1987; 95: 18-26.
18. Fusayama T, Okuse K, Hosoda H. Relationship between hardness, discoloration and microbial invasion in carious dentin. J Dent Res 1966; 45(4): 1033-1046.
19. Mundorff S A, Eisenberg A D, Leverett DH. Correlation between numbers of microflora in plaque an saliva. Caries Res 1990; 24: 312-317.
20. Hujoel P. Dietary carbohydrates and dental-systemic diseases. J Dent Res 2009; 88: 490-502.
21. Samaranayake LP. Essential Microbiology for Dentistry. 2nd Edition, London,2002, Churchill livingstone publishing co.
22. Mellberg J R, Ripa L W. Flouride in preventive dentistry: Theory and clinical applications. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co. 1983.
23. Moynihan P J, Ferrier S, Jenkins G N. The cariostatic potential of cheese: cooked cheese-containing meals increase plaque calcium concentration. Br Dent J 1999; 187: 664-7.
24. Peker K, Bermek G. Diş çürüklerinin Etyolojisinde ve Önlenmesinde Fermente Olabilen Karbonhidratların Önemi. İstanbul Üni Diş Hek Derg 2008; 42(3-4): 1-9.
25. Fejerskov O, Kidd E A M. Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management. Australia, 2008,Blackwell Publishing Company.
26. Pugach M K, Strother J, Darling C L, et al. Dentin Caries Zones: Mineral, Structure, and Properties. Journal of Dental Research. 2009; 88; 71.

27. Haris N O, Gorcia-Goday F. Introduction to Primary Preventive Dentistry. Primary preventive Dentistry. New Jersey, Prentice Hall,2004, 46-72.
28. Bowden G H W. The microbial ecology of dental caries. Microbial Ecology in Health and Disease. 2000; 12(3): 138-148.
29. Reich E, Lussi A, Newbrun E. Caries-risk assessment. Int Dent J. 1999; 49(1): 15-26.
30. Yalçın Çakır F, Gürkan S, Attar N. Çürük Mikrobiyolojisi Microbiology of Dental Caries. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2010;34(3-4):78-91.
31. Anğ Ö. Ağız Mikrobiyolojisi. İstanbul, 1990, Nobel Tıp Kitapevi, 31.
32. Marsh P D. Microbiological aspects of the chemical control of plaque and gingivitis. J Dent Res 1992; 71: 1431-1438.
33. Erganiş O, Öztürk, A. Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji. İstanbul, 2003,Nobel Tıp Kitapevi.
34. Krol D M. Dental caries, oral health, and pediatricians. Curr Probl Pediatr Adolesc Health Care 2003; 33(8): 253-270.
35. García-Godoy F, Hicks M J. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. J Am Dent Assoc 2008; 139: 25-34.
36. Marshall G W, Marshall S J, Kinney J H, et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent 1997; 25 (6): 441-458.
37. Dayangaç B. Adeziv Sistemler. Kompozit Restorasyonlar. 1. Baskı, Ankara, 2011,Quintessence yayıncılık Ltd. Şti., 25-57.
38. Pashley D H. Concideration of dentin permeability in cytotoxicity testing. Int Endod J 1991; 66: 85-90.
39. Grayson W M. Dentin: microstructure and characterization. Quintessence Int. 1993; 24: 606- 617.

40. Szabo J, Szabo I, Trombitas SK. Inter-odontoblastic fiber in human dentine observed by SEM. Arch Oral Biol 1984; 29: 161-165.
41. Thomas HF, Carella P. Correlation of SEM and TEM of human dentinal tubules. Arch Oral Bio 1984; 28: 641-646.
42. Jansen Van Rensburg B. Enamel. In: Oral Biology, Quintessence Publishing Co. Inc. 1995, 289-300.
43. Torneck CD. Oral Histology, Development, Structure and Function. CV Mosby, St. Louis, 1989.
44. Jordan ER. Esthetic Composite Bonding Techniques & Materials. Missouri: Mosby. 1993, 174- 205.
45. Lukinmaa P L, Waltimo J. Immunohistochemical localization of types I,V, and VI collagen in human permanent teeth and periodontal ligament. J Dent Res 1992; 71 (2): 391-397.
46. Smith A J, Lesot H. Induction and regulation of crown dentinogenesis: embryonic events as a template for dental tissue repair? Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12 (5): 425-437.
47. Van Houte J, Lopman J, Kent R. The predominant cultivable flora of sound and carious human root surfaces. J Dent Res 1994; 73 (11): 1727-1734.
48. Van Strijp A J, Van Steenberghe T J, Ten Cate J M. Bacterial colonization of mineralized and completely demineralized dentine in situ. Caries Res 1997;31 (5):349-355.
49. Barkhatova V P, Zavalishin I A, Kostiuk A V, et al. Neurotransmitter changes in amyotrophic lateral sclerosis. Zh Nevrol Psikhiatr Im S S 1996; 96 (4): 78-85.
50. Erkli H. Matriks Metalloproteinazlar: Diş Dokuları ve Çürük Üzerine Etkileri. Cum Dent J 2011; 14(3): 246-57.
51. Tjaderhane L, Larjava H, Sorsa T, et al. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrixbreakdown in caries lesions. J Dent Res 1998; 77 (8): 1622-1629.

52. Sulkala M, Wahlgren J, Larmas M, et al. The effects of MMP inhibitors on human salivary MMP activity and caries progression in rats. J Dent Res 2001;80 (6): 1545-1549.
53. Dinç G. Kavite dezenfektanlarının antibakteriyel özellikleri bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkileri. Atatürk Üni Diş hek Fak Derg 2012; 6: 66-75.
54. Özel E, Yurdagüven H, Say E, ve ark. Fosforik Asit Ve Dezenfektan Solusyonların Streptococcus Mutans'a Karşı Antibakteriyel Etkisinin Saptanması. Hacettepe Diş Hek Fak Derg 2005; 29(4): 8-14.
55. Dalli M, Ercan E, Zorba Y O, ve ark. Effect of 1% chlorhexidine gel on the bonding strength to dentin. J Dent Science 2010; 5: 8-13.
56. Kaya A D, Türkün M, Türkün LŞ. Kavite dezenfeksiyonunun restorasyon sonrası hassasiyet üzerine etkisi. Gazi Üni Diş Hek Fak Derg 2004; 21: 181-186.
57. Meiers J C, Kresin J C. Cavity Disinfectants and Dentin Bonding. Oper Dent 1996; 21: 153-159.
58. Sharma V, Rampal P, Kumar S. Shearbond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants-SEM study. Contemp Clin Dent 2011; 2: 155-159.
59. Korkmaz Y, Başeren M. Effect of bakterial varnishes applied to root dentin on shear bond strength of tooth-colored restorative materials. Oper Dent 2008; 33: 65-71.
60. Uygun G. Diş Hekimliğinde El Hijyeni ve Lateks Allerjisi. 5. Ulusal Sterilizasyon Dezenfeksiyon Kongresi. 2007; 648-661.
61. Albay A. El antiseptiklerinde cilt koruyucu maddeler: Katkıları nelerdir? Antiseptik etkinliğinde değişiklik yapar mı? El antiseptiklerinde kombinasyonlar: Farkları nelerdir? 4. Ulusal Sterilizasyon Dezenfeksiyon Kongresi. 2005; 41-58.
62. Fardal O, Turnbull RS. A review of the literature on use of chlorhexidine in dentistry. J Am Dent Assoc 1986; 112: 863-869.

63. Audus K L, Tavakoli-Saberi M R, Zheng H, et al. Chlorhexidine effects on membrane lipid domains of human buccal epithelial cells. *J Dent Res* 1992; 71: 1298-1303.
64. Achong R A, Briskie D M, Hildebrandt G H, et al. Effect of chlorhexidine varnish mouth guards on the levels of selected oral microorganisms in pediatric patients. *Pediatr Dent* 1999; 21: 169-175.
65. McDonnell G, Russell A D. Antiseptics and disinfectants: Activity, action and resistance. *Clinical Microbiology Reviews*. 1999; 12: 147-179.
66. Dural Özalp E A Ö. *Farmakoloji*. İstanbul, 2002, Nobel Tıp Kitapevleri.
67. Attin R, Tuna A, Attin T, et al. Efficacy of differently concentrated chlorhexidine varnishes in decreasing Mutans streptococci and lactobacilli counts. *Arch Oral Biol* 2003; 48: 503-509.
68. Koparal E, Elbek Ç. Koruyucu diş hekimliğinde klorheksidin ve diğer ajanlarla kombine kullanımı. *Hacettepe Diş HekFakDerg* 1998; 22: 13-18.
69. C J Soares, C A Pereira, J C Pereira, et al. Effect of Chlorhexidine Application on Microtensile Bond Strength to Dentin. *Operative Dentistry* 2008; 33(2): 183-188.
70. Külekçi G, Çintan S, Dülger O. Diş hekimliğinde antimikrobiyel ağız gargaralarının kullanılması. *Ankem Derg*. 1999; 13: 208-213.
71. Aktaş A, Giray B. Diş hekimliğinde klorheksidin: özellikleri ve güncel kullanım alanları. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 2010; 16(1): 51-58.
72. Garcia-Godoy F, Haris N O. *Primary Preventive Dentistry*. Sixth edition, New Jersey, 2004, 133-134.
73. Ohbayashi H. Matrix metalloproteinases in lung diseases. *Curr Protein Pept Sci* 2002; 3 (4): 409-421.
74. Sternlicht M D, Werb Z. How matrix metalloproteinases regulate cell behavior. *Annu Rev Cell Dev Biol* 2001; 17: 463-516.

75. Osorio R, Yamauti M, Osorio E, et al. Effect of dentin etching and chlorhexidine application on metalloproteinase-mediated collagen degradation. *Eur J Oral Sci* 2011; 119 (1): 79-89.
76. Zhou J, Tan J, Chen L, et al. The incorporation of chlorhexidine in a two-step self-etching adhesive preserves dentin bond in vitro. *J Dent* 2009; 37: 807-812.
77. Jianfeng Zhou, Jianguo Tan, Xu Yang, et al. Effect of Chlorhexidine Application in a Self-etching Adhesive on the Immediate Resin-Dentin Bond Strength. *J Adhes Dent* 2010; 12(1): 27-31.
78. Erhardt M C, Osorio R, Toledano M. Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin. *J Dent* 2008; 36 (12): 1068-1073.
79. Zheng X, Pan H, Wang Z, et al. Real-time enzymatic degradation of human dentin collagen fibrils exposed to exogenous collagenase: an AFM study in situ. *J Microsc* 2011; 241 (2): 162-170.
80. Gendron R, Greiner D, Sorsa T, et al. Inhibition of the activities of matrix metalloproteinases 2, 8 and 9 by chlorexidine. *Clin Diagn Lab Immunol* 1999; 6: 437-442.
81. Campos E A, Correr G M, Leonardi D P, et al. Influence of chlorhexidine concentration on microtensile bond strength of contemporary adhesive systems. *Braz oral Res* 2009; 23: 340-345.
82. Alaçam T. Kök kanal irrigasyonu. *Endodonti*. Ankara, 2012, Özyurt Matbaacılık, 529-588.
83. Ohara P K, Torabinejad M, Kettering J D. Antibacterial effects of various endodontic irrigants on selected anaerobic bacteria. *Endod Dent Traumatol* 1993; 9: 95-100.
84. Gökay O. Devital dişlere uygulanan ağartma ajanlarının kompozit rezinlerin mikrosızıntısı üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 1993; 20: 195-200.

85. Bağış Y A, Ertaş E. Kompozit restorasyonların yapımından önce ve sonra uygulanan vital ağartma işlemlerinin mikrosızıntı üzerine etkileri. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg 2000; 27: 137-142.
86. Türkün M, Türkün L Ş, Ateş M. Antibacterial activity of cavity disinfectants. Balk J Stom 2004; 8: 214-219.
87. Söğüt M Ü. Jermisid ajanlardan katyonik deterjanlar. J Exp Clin Med. 2013; 30: 75-79.
88. Chan D C N, Lo W W. Residual Antimicrobial Action of Benzalkonium chloride-containing Etchant. J Dent Res. 1994; 73: 226.
89. Türkün M, Türkün LŞ, Ateş M. Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectans? Am J Dent 2006; 19(3): 166-170.
90. Kanca J. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. Quint Int 1991; 22: 285-290
91. Franchi M, Lorenzo B. Effects of acid etching solutions on human enamel and dentin. Quint Int 1995; 26: 431.
92. Ersöz E, Özyurt P. The effect of various acids in different concentrations on the dentin surface: A SEM study. Türkiye Klin Diş Hek Bi Dergl. 1999; 5: 55-59.
93. Meiers J C, Miller G A. Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins. Oper Dent 1996;21: 257-264.
94. Emilson C G, Bergenholtz G. Antibacterial activity of dentinal bonding agents. Quintessence Int 1993;24: 511–515.
95. Scherer W, Cooper H, Antonelli J. Antimicrobial properties of dental dentin–enamel adhesives. J Esthet Dent 1990;2: 140-141.
96. Felton D, Bergenholtz G, Cox C F. Inhibition of bacterial growth under composite restorations following Gluma pretreatment. J Dent Res 1989; 68: 491-495.

97. Fraga R C, Siqueura J R. J.F, De Uzeda M. In vitro evaluation of antibacterial effects of photo-cured glass ionomer liners and dentin bonding agents during setting. *J Prosthet Dent*. 1996; 76: 483–486.
98. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater* 2003; 19: 449-457.
99. Imazato S, Kinomoto Y, Tarumi H, et al. Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dent Mater* 2003; 19: 313-319.
100. Imazato S, Kaneko T, Takahashi Y, Noiri Y, Ebisu S. In vivo antibacterial effects of dentin primer incorporating MDPB. *Oper Dent* 2004; 29: 369-375.
101. Imazato S, Imai T, Ebisu S. Antibacterial activity of proprietary selfetching primers. *Am J Dent* 1998; 11: 106–108.
102. Goracci G, Mori G, Bazzucchi M. Marginal seal and biocompatibility of a fourth-generation bonding agent. *Dent Mater* 1995; 11: 343-347.
103. Imazato S, Torii Y, Takatsuka T, et al. Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 314-319.
104. Imazato S, McCabe J F. Influence of incorporation of bacterial monomer on curing behavior of a dental composite. *J Dent Res*. 1994; 73: 1641–1645.
105. Imazato S, Ebi N, Tarumi H, et al. Bactericidal activity and cytotoxicity of antibacterial monomer MDPB. *Biomaterials*. 1999; 20: 899- 903.
106. Korkmaz H, Küçükolbaşı H. Diş Hekimliğinde ozon uygulamaları. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2013; 7: 125-134.
107. Yeğin Z, Tosun G. Diş Hekimliğinde Ozon ve Kullanım Alanları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2013; 23(1): 116-122.
108. Zan R. Ozon Gazı ve Ozonlu Suyun Enfekte Edilen Kök Kanalındaki Antimikrobiyal Etkileri, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2012.

109. Özler M, Öter G, Korkmaz A. Ozon gazının tıbbi amaçlı kullanılması. TAF Prev Med Bul. 2009; 8: 59-64.
110. Burdurlu M Ç. Mandibular Gömülü Üçüncü Molar Cerrahisi sonrası Topikal Ozon Uygulamasının Etkilerinin Araştırılması, Yedi Tepe Üniversitesi sağlık Bilimleri Enstitüsü, Master Tezi, 2009.
111. Azarpazhooh A, Limeback H. The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature. J Dent 2008; 36: 104-116.
112. Baysan A, Lynch E, Grootveld M. The use of ozone for the management of primary root carious lesions. Tissue Preservation and Caries Treatment. 2001, Quintessence Book.
113. Lynch E. Antimicrobial management of primary root carious lesions: a review. Gerodontology 1996; 13: 118-129.
114. Baysan A, Whiley R A, Lynch E. Antimicrobial effect of a novel ozone-generating device on microorganisms associated with primary root carious lesions in vitro. Caries Res 2000; 34(6): 498-501.
115. Lynch E. The revolution in dentistry. 1st ed. London, 2004, Quintessence publishing co. ltd., 143-154.
116. Nogales C G, Ferari P H, Kantorovich E O, Lage-Marques J L. Ozone Therapy in Medicine and Dentistry. J Contemp Dent Pract 2008; 9: 75-84.
117. Huth K C, Jakob F M., Saugel B, et al. Effect of ozone on oral cells compared with established antimicrobials. Eur J Oral Sci 2006; 114: 435-440.
118. Loncar B, Stipetic M M, Matosevic D, et al. Letter to the editor. Ozone application in dentistry. Arc Med Res 2009; 40: 136-137.
119. Nagayoshi M, Fukuizumi T, Kitamura C, et al. Efficacy of ozone on survival and permeability of oral microorganisms. Oral Microbiol Immunol 2004; 19: 240-246.
120. Nagayoshi M, Kitamura C, Fukuizumi T, et al. Antimicrobial effect of ozonated water on bacteria invading dentinal tubules. J Endod 2004b; 30: 78-781.

121. Bocci V. Ozone. A new medical drug. Dordrecht, the Netherlands: Springer, 2005; 1-295.
122. Stübinger S, Sader R, Filippi A. The use of ozone in dentistry and maxillofacial surgery: a review. Quintessence Int 2006; 37: 353-359.
123. Gupta M, Abhishek. Ozone: An emerging prospect in dentistry. Indian Journal of dental sciences. 2012; 4: 47-50.
124. Akyuz S, Yarat A, Egil E. Bisfenol-A İçerikli Dental Materyallere Güncel Yaklaşım. Journal of Marmara University Institute of Health Sciences 2011; 1(3): 190-195.
125. Gökçe K, Özel E. Kompozit Restorasyonlarda Son Gelişmeler. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2005; 15(3): 52-60.
126. Sırık Z S, Özkol G I. Derleme. İstanbul Üni Diş Hek FakDerg 2014; 48(1): 79-87.
127. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? Compend Contin Educ Dent 2003; 24 (5): 380-382.
128. Kelsey W P, Latta M A, Shaddy R S, et al. Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. Oper Dent 2000; 25 (4): 331-335.
129. Chuang S F, Jin Y T, Liu J K, et al. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. Oper Dent 2004; 29 (3): 301-308.
130. Yalçın Çakır F. Kompozit Rezin Restorasyonlarda Güncel Yaklaşımlar. Türk Diş hekimleri dergisi 2012; 131: 62-72.
131. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mat 2005; 21: 68-74.
132. Pamir T, Şen B H. Rezin Kompozit ve Cam İyonomer Esaslı Materyallerin Basma Dayanıklılıklarının Saptanması. Ege Üni Diş Hek Fak Derg 2011; 32: 31-37.
133. Ülker M, Arslan S, Pala K ve ark. Siloran Esaslı Bir Restoratif Sistemin Dentine Bağlanma Dayanımı ve Marjinal Sızıntısı. Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2010; 16(2): 105-112.

134. Serin, A B. Siloran esaslı kompozit rezinin süt dişi dentinine bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı özelliklerinin in vitro olarak değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2012.
135. Güler E, Gönüloğlu N, Yücel A Ç ve ark. Farklı içeceklerde bekletilen kompozit rezinlerin renk stabilitelerinin karşılaştırılması. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg 2013; 21(1): 24-29.
136. Luis Felipe J Schneider, Larissa Maria Cavalcante, Nick Silikas et al. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. Journal of Oral Science 2011; 53(4): 413-419.
137. Buergers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, et al. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. Dental materials 2009; 25: 269-275.
138. Lührs A-K, Görmann B, Jacker-Guhr S, et al. Repairability of dental siloranes in vitro. Dental materials 2011;27: 144-149.
139. Özel Bektaş Ö, Eren D, Hümmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg. 2006; 9(2): 95-100.
140. Yıkılğan İ, Gürel M A, Bala O ve ark. Farklı estetik restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüklerinin karşılaştırılması. Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg 2010; 27(2): 93-98.
141. Kopperud HM, Schmidt M, Kleven IS. Elution of substances from a silorane-based dental composite. Eur J Oral Sci 2010; 118: 100-102.
142. Yıldırım M, Patır A, Seymen F ve ark. Estetik restoratif materyallerin cila işlemlerinden sonra yüzey yapısının sem ile incelenmesi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg 2012;22(3): 277-286.
143. Gökay O, Uğuz O. Beyazlatma Materyallerinin Siloran Esaslı Kompozit Resinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. AtatürkÜni Diş Hek Fak Derg 2008;35(3): 107-115.
144. Şaroğlu Sönmez I, Akbay Oba A, S Ekici. Farklı posterior kompozit rezin Materyallerin mikrosertlik özelliklerinin değerlendirilmesi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg 2008; 35(2) :61-66.

145. Özel Bektas Ö, Eren D, Goktolga Akin G ve ark. Cytotoxicity evaluation of methacrylate- and silorane-based composite resins. *Cumhuriyet Dent J* 2012;15(4):327-334.
146. Ozakar Ilday N, Celik N, Dilsiz A ve ark. The effects of silorane composites on levels of cytokines and periodontal parameters. *Contemporary Clinical Dentistry* 2013; 4(4): 437-442.
147. Ruiz De Castaneda, Lea A B Silva, Patricia Gatton-Hernandez, et al. Filtek™ Silorane and Filtek™ Supreme XT Resins: Tissue Reaction After Subcutaneous Implantation in Isogenic Mice. *Braz Dent J* 2011; 22(2): 105-110.
148. Baracco B, Perdigao J, Cabrera E, et al. Two-Year Clinical Performance of a Low-Shrinkage Composite Posterior Restorations. *Oper Dent* 2013; 38(6): 591-600.
149. Pashley D H, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyam M, Carvalho R M. Adhesion Testing Of Dentin Bonding Agents: A Review. *Dent Mater* 1995;11(2):117-125.
150. Al-Salehi S K, Burke F J. Methods used in dentin bonding tests and analysing 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 1997; 28, 711-723.
151. Marshall G W. Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993; 24: 606-617.
152. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W H. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997; 76(6): 1298-1307.
153. Ayaz F, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine Bağlanma ve Değerlendirme Metodları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2011; 4: 49-56.
154. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002; 18(5): 380-388.
155. Craig R G, Powers J M. Mechanical Properties. *Restorative Dental Materials*. 11th edition, St. Louis; london: Mosby 2001, 67-116.
156. Pashley D H, Carvalho RM, Sano H. The Microtensile Bond Test: A Review. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 1999;1(4): 299-309.

157. Price R B, Hall G C. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* 1999; 30(2): 122-134.
158. Triolo P T, Swift E J. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater* 1992; 8(6): 370-374.
159. Price R B, Derand T, Andreou P, et al. The effect of twoconfiguration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 2003; 24(6): 1013-1021.
160. Erhardt M C G, Rodriguez J A, Valentino T A, et al. In vitro μ TBS of one bottle adhesive systems: Sound versus artificially-created caries affected dentin. *J Biomed Mater Res*. 2008; 86(1): 181-187.
161. Karaarslan E Ş, Altıntaş S, Cebe M A ve ark. Işıklı Aktive Edilen Dezenfeksiyon İşlemi Uygulanmış Kompozit Restorasyonlarda Mikrosızıntının Değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2010; 34(1-2): 2-9.
162. Sancaklı H Ş. Dentin Bağlayıcı Sistemler ve Hibrit Tabakanın Oluşturulması. *İstanbul Üni Diş Hek Fak Derg* 2010;44(2):189-195.
163. Tekçe N, Demirci M. Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi ve Sonuçlarını Etkileyen Etkenler. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2014; 24(1): 134-152
164. Karasu P, Sertgöz A. Adezivlerin Diş Dokusuna Olan Bağlantı Dayanıklılığının Değerlendirilmesinde Kullanılan İn Vitro Test Metotları. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2012; 6: 142-146.
165. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 1994;1-15.
166. Tosun G, Şener Y, Şengün A. Kompozit Resinin Mineye Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Saklama Solüsyonlarının Etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2005;29(3): 2-6.
167. de Castro FL, de Andrade MF, Duarte Júnior S L, et al. Effect of 2% Chlorhexidine on Microtensile Bond Strength of Composite to Dentin. *J Adhes Dent* 2003; 5(2): 129–38.

168. Settembrini L, Boylan R, Strassler H, et al. A comparison of antibacterial activity of etchants used for a total etch technique. *Oper Dent* 1997; 22(2): 84-88.
169. Meiers J C, Shook L W. Effect of Disinfectants on the Bond Strength of Composite to Dentin. *Am J Dent*. 1996; 9(1): 11-14.
170. Pilo R, Cardash H S, Oz-Ari B, et al. Effect of Preliminary Treatment of the Dentin Surface on the Shear Bond Strength of Resin Composite to Dentin. *Oper Dent*. 2001; 26(6): 569-575.
171. Soon-Ham Jang, Bock Hur, Hyeon-Cheol Kim, Yong-Hun Kwon, Jeong-Kil Park. Effect of 2%chlorhexidine application on microtensile bond strength of resin composite to dentin using one-step self-etch adhesives. *J Kor Acad Cons Dent*. 2010; 35(6): 486-491
172. Dallı M, İnce B, Şahbaz C, et al. Sınıf V kavitelerde dezenfektanların mikrosızıntı üzerine etkisi: in-vitro çalışma. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2009;19(1):14-19.
173. Gomes B P, Souza S F, Ferraz C C, et al. Effectiveness of 2% chlorhexidine gel and calcium hydroxide against *Enterococcus faecalis* in bovine root dentine in vitro. *Int Endod J*. 2003; 36 (4): 267-275.
174. Türkün M, Türkün LS, Kalender A. Effect of cavity disinfectants on the sealing ability of nonrinsing dentin-bonding resins. *Quintessence Int*. 2004; 35(6): 469-476.
175. Carrilho M R, Carvalho RM, de Goes MF, et al. Chlorhexidine Preserves Dentin Bond in vitro. *J Dent Res* 2007; 86(1): 90-94.
176. Sabatini C. Effect of a chlorhekxidine containing Adheziv On Dentin Bond Strength Stability. *Oper Dent* 2013;38(6): 609-617.
177. Vieira R S, Silva I A. Bond strength to primary tooth dentin following disinfection with a chlorhexidine solution: an in vitro study. *Pediatr Dent*. 2003; 25(1): 49-52.
178. Ersin N K, Uzel A, Aykut A, Candan U, Eronat C. Inhibition of Cultivable Bacteria by Chlorhexidine Treatment of Dentin Lesions Treated with the ART Technique. *Caries Res* 2006; 40(2): 172- 177.

179. Aline Rosler Grings Manfro, Alessandra Reis, Alessandro Dourado Loguercio, et al. Effect of chlorhexidine concentration on the bond strength to dentin in primary teeth. *Rev. odonto ciênc.* 2010;25(1):88-91.
180. Mohammad Esmaeel Ebrahimi Chaharom, Amir Ahmad Ajami, Soodabeh Kimyai, et al. Effect of chlorhexidine on the shear bond strength of self-etch adhesives to dentin. *African Journal of Biotechnology.* 2011;10(49):10054-10057.
181. Alireza Boruziniat, Morteza Babazadeh, Mahshid Gifani. Effect of Chlorhexidine Application on Bond Durability of a Filled-Adhesive System. *J Dent Mater Tech* 2013; 2(1): 6-10.
182. Ahmed Mohammed Hassan, Ahmed Ali Goda, Kusai Baroudi. The Effect of Different Disinfecting Agents on Bond Strength of Resin Composites. Hindawi Publishing Corporation *International Journal of Dentistry.* 2014; 1-7.
183. Arslan S, Yazıcı A R, Gorucu J, et al. Effects of different cavity disinfectants on shear bond strength of silorane-based resin composite. *Journal of Contemporary Dental Practic* 2011; 12(4): 279-286.
184. Elkassas DW, Fawzi EM, El Zohairy A. The effect of cavity disinfectants on the micro-shear bond strength of dentin adhesives. *Eur J Dent* 2014; 8(2): 184-190.
185. Rodrigo Stanislawczuk, Fabiane Pereira, Miguel Angel Munoz, et al. Effects of chlorhexidine-containing adhesives on the durability of resin-dentin interfaces. *Journal of Dentistry* 2014; 42; 39-47.
186. Ekambaram M, Yiu CK, Matinlinna JP, et al. Adjunctive application of chlorhexidine and ethanol-wet bonding on durability of bonds to sound and caries-affected dentine. *J Dentistry* 2014; 42(6): 709-719.
187. Johansson E, Claesson R, Van Dijken JW. Antibacterial effect of ozone on cariogenic bacterial species. *J Dent* 2009; 37(6): 449-453.
188. Polydorou O, Halili A, Wittmer A, et al. The antibacterial effect of gas ozone after 2 months of in vitro evaluation. *Clin Oral Investiq* 2012;16: 545–550.

189. Aykut-Yetkiner A, Ateş M, Ergin E, Ertuğrul F, Eden E. Farklı ozon jeneratörleri ile farklı sürelerde ozon uygulamasının in vitro antibakteriyel etkisi. Ege Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014; 35: 19-25.
190. Rodrigues PCF, Souza JB, Soares CJ, et al. Effect of ozone application on the resin-dentin Microtensile bond strength. Oper Dent 2011; 36(5): 537-544.
191. M Mirzaei, F Shafei, S Niakan. Effect Of Bleaching On Shear Bond Strength Of Composite Resins To Bovine Enamel Using Three Bonding Agents. JIDAI 2013; 25(1): 45-52.
192. Schmidlin PR, Zimmermann J, Bindl A. Effect of ozone enamel and dentin bond strength. J Adhes Dent 2005; 7(1): 29-32.
193. Pires PT, Ferreira JC, Oliveira SA, et al. Effect of ozone gas on the shear bond strength to enamel. J Appl Oral Sci 2013; 21(2): 177-182.
194. Elisa Magni, Marco Ferrari, Reinhard Hickel, et al. Effect of ozone gas application on the mechanical Properties of dental adhesives bonded to dentin. Dent Mater 2008; 24(10): 1428-1434.
195. Kaptan A, Öztaş N. Effects of chlorhexidine and gaseous ozone on microleakage and on the bond strength of dentin bonding agents with compomer restoration on primary teeth. Journal of Oral Science 2015; 10: 46- 54.

ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Kastamonu’da doğdum. İlk eğitimimi Sinop’ta, orta ve lise eğitimimi İstanbul’ da tamamladım. 1999 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldum. 2002 yılında Sağlık Bakanlığı Diyarbakır Ağız Diş Sağlığı Merkezine dişhekimisi olarak atandım. 2012 yılında Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalının açmış olduğu doktora programına başladım. Halen Sağlık Bakanlığı Diyarbakır İl Sağlık Müdürlüğü Özel Sağlık Hizmetleri Şubesinde dişhekimisi olarak görev yapmaktayım.