

**OĞUZHAN  
ALICI**

**DÖRT KAVİTE DEZENFEKTAN SOLÜSYONUNUN VE İKİ FARKLI LAZER  
SİSTEMİNİN DENTİN ADEZİVLERİN MİKRO MAKASLAMA BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİNLİĞİ**

**CÜDHF  
SİVAS  
2015**



**T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DÖRT KAVİTE DEZENFEKTAN SOLÜSYONUNUN VE  
İKİ FARKLI LAZER SİSTEMİNİN DENTİN  
ADEZİVLERİN MİKRO MAKASLAMA BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİNLİĞİ**

**OĞUZHAN ALICI**

**UZMANLIK TEZİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**SİVAS-2015**

**T.C.  
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DÖRT KAVİTE DEZENFEKTAN SOLÜSYONUNUN VE  
İKİ FARKLI LAZER SİSTEMİNİN DENTİN  
ADEZİVLERİN MİKRO MAKASLAMA BAĞLANMA  
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİNLİĞİ**

**OĞUZHAN ALICI**

**UZMANLIK TEZİ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI**

**DOÇ. DR. İHSAN HUBBEZOĞLU**

**SİVAS-2015**

**“Dört Kavite Dezenfektan Solüsyonunun ve İki Farklı Lazer Sisteminin Dentin Adezivlerin Mikro Makaslama Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkinliği”** adlı **Uzmanlık** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Restoratif Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

İMZA

Üye: Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ.....

Üye: Doç.Dr. Yahya Orçun ZORBA.....

Üye:Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU.....

ONAY

Bu tez çalışması, ..... tarih ve ..... sayılı Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ

Diş Hekimliği Fakültesi

Dekan Vekili

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

## ÖZET

### DÖRT KAVİTE DEZENFEKTAN SOLÜSYONUNUN VE İKİ FARKLI LAZER SİSTEMİNİN DENTİN ADEZİVLERİN MİKRO MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİNLİĞİ

Oğuzhan ALICI

Uzmanlık Tezi

Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

2015, 54 sayfa

Bu araştırma, dört farklı dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sisteminin, self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkinliğinin in-vitro olarak araştırılmasını amaçlamıştır.

Bu çalışmada, 70 daimi insan molar dişin orta-kronal dentin yüzeyini açığa çıkaracak şekilde, oklüzal yüzeye paralel su soğutması altında, düşük hızlı elmas disk ile kesildi. Açığa çıkmış dentin yüzeylerinde standart smear tabakası oluşturmak için # 600, 800, 1000 ve 1200 gritlik silikon karbit zımpara ile 60 sn boyunca düzleştirildi. Örnekler rastgele olarak 7 ana grubuna ayrıldı (n=10) ve sonrasında kavite dezenfeksiyon işlemleri uygulandı. Grup 1, Serum Fizyolojik (Kontrol Grubu); Grup 2, Sodyum Hipoklorit (NaOCl); Grup 3, Klorheksidin Glukonat (CHX); Grup 4, Süperokside su (SPO); Grup 5, Ozonlu su (OS); Grup 6, KTP Lazer; Grup 7, Er:YAG Lazer. Sonra ana gruplar self-etch (Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus) ve etch-and-rinse (Bisco All-Bond Universal) adeziv sistem olarak iki alt gruba ayrıldı. Dört adet kompozit rezin (Cavex Quadrant Universal LC) silindiri, tygon tüpleri kullanılarak bondlanmış dentin yüzeyine uygulandı. Örnekler mikro-makaslama modunda üniversal test cihazında (LF Plus, LLOYD, England) test edildi. Sonuçlar iki yönlü varyans analizi ve Tukey testi ile değerlendirildi.

Araştırmadan elde edilen sonuçlara göre, self-etch adeziv grupları en düşükten en yükseğe doğru sırasıyla şu şekilde sıralanabilir; CHX<Kontrol, OS, SPO<KTP<NaOCl<Er:YAG (p<0,05). Ayrıca, etch-and-rinse adeziv grupları istatistiksel olarak en düşükten en yükseğe doğru şu şekilde sıralanabilir; CHX<Kontrol, OS, SPO<KTP<Er:YAG<NaOCl (p<0,05). Her iki adeziv sistemde de, kontrol, OS ve SPO grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur (p>0,05). Adeziv sistemlere birbirleri ile karşılaştırıldığında; NaOCl gruplarının, KTP lazer

gruplarının ve Er:YAG lazer gruplarının kendi aralarındaki farkları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0,05$ ).

Bu çalışma ışığında, kavite dezenfektanı olarak CHX kullanıldığında, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir. Özellikle bağlanma dayanımı açısından, self-etch adeziv sistemler ile birlikte uygulanan Er:YAG lazer ve etch-and-rinse adeziv sistemler ile birlikte kullanılan NaOCl solüsyonu kavite dezenfeksiyonu için tavsiye edilebilir.

**Anahtar Kelimeler:** Kavite dezenfeksiyonu, klorheksidin glukonat, lazer, ozonlu su, süper-oksijen su

# ABSTRACT

## THE EFFICACY OF FOUR CAVITY DISINFECTANT SOLUTIONS AND TWO DIFFERENT TYPES OF LASER ON THE MICRO-SHEAR BOND STRENGTH OF DENTIN ADHESIVES

Oğuzhan ALICI

Expertise Thesis

Department of Restorative Dentistry

Supervisor: Associate Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU

2015, 54 pages

The aim of this study, was to investigate the efficacy of four cavity disinfectant solutions and two different types of laser on the micro-shear bond strength of dentin adhesives as in-vitro.

In this study, 70 permanent human molar teeth were sectioned parallel to the occlusal surface to expose dentin in the midcoronal with a low-speed diamond disk under water coolant. The each dentin surface was flattened on wet using #600, 800, 1000 ve 1200 grit silicon carbide paper for 60 s to standardize the smear layer. At the beginning the specimens were randomly divided into 7 main groups (n=10) and then cavity disinfection procedures were applied; Group 1, Saline (Control); Group 2, Sodium Hypochlorite (NaOCl); Group 3, Chlorhexidine Gluconate (CHX); Group 4, Super-oxidized water (SPO); Group 5; Aqueous ozone (AO); Group 6, KTP laser; Group 7, Er:YAG laser. Then the main groups were randomly divided into two subgroups as self-etch (Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus) and etch-and-rinse (Bisco All-Bond Universal) adhesive systems. Four cylinders of composite resin were applied to each bonded dentin surface using a tygon tube. The specimens were tested in micro-shear mode in an universal testing machine. The results were analyzed by two-way ANOVA and Tukey's tests.

The self-etch adhesive groups could be listed respectively from lowest to highest as; CHX<Control, AO, SPO<KTP<NaOCl<Er:YAG (p<0.05). Moreover, etch-and-rinse adhesive groups could be respectively sorted from lowest to highest as; CHX<Control, AO, SPO<KTP<Er:YAG<NaOCl (p<0.05). In both adhesive systems, there was no statistically significant difference among control, AO and SPO groups (p>0.05). When adhesive systems were compared with each other; there were found statistically significant differences within NaOCl groups, KTP laser groups and Er:YAG laser groups.



In the light of this study, CHX adversely affected to bond strength of dentin adhesive systems as cavity disinfectant solution. Especially in order to bond strength, the Er:YAG laser applied with self-etch adhesive system and NaOCl solution used with etch-and-rinse adhesive system were advisable for cavity disinfection.

**Key Words:** Aqueous ozone, cavity disinfection, chlorhexidine gluconate, laser, super-oxidized water

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen, yol gösteren, hakkını ödeyemeyeceğim değerli hocam Sayın Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim.

Eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Doç. Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ, Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ, Doç. Dr. Diğdem EREN, Yrd. Doç. Dr. Emine Gülşah Göktolga AKIN ve Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Utku SAĞ, Dt. Engin KARİPER, Dt. Seher KAYA, Dt. Fatma ÖKSÜZ, Dt. Esra NEBİOĞLU, Dt. Eda Yıldız MOLLAOĞLU, Dt. Aynur YILDIZ ve Dt. Vahti KILIÇ ve bütün bölüm personeline teşekkür ederim.

Çalışmalarda fikir veren ve destekte bulunan Yrd.Doç.Dr. Recai ZAN'a teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde en büyük katkıları olan, emeklerini benden esirgemeyen, bana doğru kararlar vermemde hep yardımcı olan sevgili annem Ümmügülsüm ALICI ile sevgili babam Ramis ALICI ve sevgili abim Kubilay ALICI'ya sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Her türlü desteği veren, aldığım tüm kararlarda arkamda duran ve her daim sabır gösteren çok sevgili eşim Gamze ALICI ve oğlum Metehan ALICI'ya teşekkür ederim.

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP) teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa No

İÇ KAPAK.....	i
ONAY.....	ii
YÖNERGE.....	iii
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLO DİZİNİ.....	xii
KISALTMALAR/SİMGELER.....	xiii
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1. Kavite Dezenfeksiyonun Tanımı ve Önemi.....	1
1.2. Araştırmanın Amacı .....	2
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Çürüğün Tanımı .....	3
2.2. Çürüğün Etyolojisi .....	3
2.2.1. Diyet .....	4
2.2.2. Mikroflora.....	4
2.2.2.1. Streptokoklar.....	4
2.2.2.2. Laktobasiller .....	5
2.2.2.3. Aktinomiçesler.....	5
2.2.3. Diş ile İlgili Faktörler:.....	5
2.2.4. Zaman .....	5
2.3. Çürüğün Patofizyolojisi .....	6
2.4. Kavite Dezenfektanları.....	6
2.4.1. Klorheksidin Glukonat (CHX) .....	6
2.4.2. Sodyum Hipoklorit (NaOCl).....	8
2.4.3. Süper-Okside Su (SPO).....	8
2.4.4. Ozon (O <sub>3</sub> ).....	9
2.4.5. Lazerler.....	10
2.4.5.1. KTP Lazer.....	10
2.4.5.2. Er:YAG Lazer.....	11
2.5. Dental Adeziv Sistemler .....	11
2.5.1. Diş Dokularına Adezyon .....	12
2.5.2. Etch-and-Rinse Adeziv Sistem.....	12
2.5.3. Self-Etch Adeziv Sistem.....	13
2.6. Bağlanma Testleri .....	14

2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı.....	14
2.6.2. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı.....	14
2.6.2. Mikro-gerilim Bağlanma Dayanımı .....	15
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>16</b>
3.1. Örneklerin Seçimi .....	16
3.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması .....	16
3.3. Kavite Dezenfektanlarının Uygulanması .....	17
3.4. Adeziv Sistemlerin Uygulanması.....	21
3.4.1. Self-Etch Adeziv Sistemi .....	21
3.4.2. Etch-and-Rinse Adeziv Sistemi.....	22
3.5. Plastik Tüplerin Çıkarılması .....	24
3.6. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi .....	25
3.7. Kırılma Tipinin Değerlendirilmesi.....	26
3.8. İstatiksel Değerlendirme .....	26
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>27</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>32</b>
<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....</b>	<b>45</b>
6.1. Sonuçlar.....	45
6.2. Öneriler .....	46
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>47</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>54</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>No</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Çürük oluşturan etkenler	3
Şekil 2.2 Klorheksidinin yapısal içeriği	6
Şekil 3.1 Alüminyum anoya gömülmüş daimi molar diş	17
Şekil 3.2 Düşük devirli hassas kesme cihazı	17
Şekil 3.3 Klorheksidin glukonat (Troy)	18
Şekil 3.4 Süper-oksijen su (Medilox)	18
Şekil 3.5 a) Ozonlu su cihazının jeneratörü b) Ozonlu su cihazının su tankı	19
Şekil 3.6 KTP lazer cihazı	20
Şekil 3.7 KTP lazerin uygulanma şekli	20
Şekil 3.8 KTP lazeri uygulama başlığı ve fiber optik kablosu	20
Şekil 3.9 a) Er:YAG lazer cihazı b) lazer cihazının uygulama başlığı	21
c) lazerin uygulama şekli	21
Şekil 3.10 Clearfil S <sup>3</sup> Bond Plus	22
Şekil 3.11 Bisco All-Bond Universal	22
Şekil 3.12 Quadrant Universal-LC Kompozit Rezine	23
Şekil 3.13 VALO LED ışık kaynağı	23
Şekil 3.14 a) Tygon tüplerine kompozit rezinin yerleştirilmesi	25
b) Tygon tüplerini çıkarılmasıyla oluşturulan 4 adet polimerize silindir kompozit rezin	25
Şekil 3.15 a) Universal Test Cihazı b) 0,2 mm kalınlığında ince tel ile yapılan mikro-makaslama işlemi	25
Şekil 3.16 Stereomikroskop ile kırık tiplerine bakılması	26

## TABLO DİZİNİ

<u>No</u>		<u>Sayfa</u>
<b>Tablo 3.1</b>	Ozonlu su jeneratörünün teknik bilgileri	19
<b>Tablo 3.2</b>	Self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin özellikleri ve kullanım talimatları	23
<b>Tablo 3.3</b>	Kompozit Resinin Özellikleri	24
<b>Tablo 3.4</b>	LED Işık Kaynağının Özellikleri	24
<b>Tablo 4.1</b>	Adeziv sistemlere ait test öncesi başarısızlıkların sayısal dağılımı	27
<b>Tablo 4.2</b>	Self-etch adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri	28
<b>Tablo 4.3</b>	Etch-and-rinse adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri	29
<b>Tablo 4.4</b>	Dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sisteminin adeziv sistemlere göre mikro-makaslama bağlanma dayanımı verilerinin istatistiksel sonuçları	30
<b>Tablo 4.5</b>	Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan gruplardaki adeziv, koheziv ve mix kopma tiplerinin sayıları ve yüzdeleri	31

## KISALTMALAR/SİMGELER

<b>%</b>	Yüzde
<b>Bis-GMA</b>	Bisfenol A glisidil metakrilat
<b>Ca<sup>2+</sup></b>	Kalsiyum İyonu
<b>cal</b>	Kalori
<b>CHX</b>	Klorheksidin Glukonat
<b>CO<sub>2</sub></b>	Karbondioksit
<b>dk</b>	Dakika
<b>Er:YAG</b>	Erbiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
<b>FDA</b>	Food and Drug Administration
<b>H<sub>2</sub>O<sub>2</sub></b>	Hidrojen Peroksit
<b>HEMA</b>	2-hidroksi etilmetakrilat
<b>Ho:YAG</b>	Holmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
<b>KTP</b>	Potassium Titanyl Phosphate
<b>LED</b>	Light Emitting Diode
<b>MDP</b>	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phoshate
<b>MMP</b>	Matiks metalloproteaz
<b>MPa</b>	Megapascal
<b>NaOCl</b>	Sodyum Hipoklorit
<b>Nd:YAG</b>	Neodmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
<b>O<sub>3</sub></b>	Ozon
<b>OS</b>	Ozonlu su
<b>p</b>	Anlamlılık
<b>P<sup>-</sup></b>	Fosfor
<b>pKa</b>	Asitlik sabitinin eksi logaritması
<b>ppm</b>	Parts per million
<b>SEM</b>	Scanning electron microscope
<b>sn</b>	Saniye
<b>SPO</b>	Süper-Okside Su
<b>SPSS</b>	Statistical Package for Social Science
<b>TEG-DMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA</b>	Urethan dimetakrilat
<b>UV</b>	Ultraviole

# 1.GİRİŞ

## 1.1. Kavite Dezenfeksiyonun Tanımı ve Önemi

Restoratif diş hekimliğinin en büyük sorunlarından biri kavite preparasyonu sonrası ortamda kalan bakteri varlığıdır. Restoratif işlemler, enfekte dentini tamamen kaldırmayı ve restoratif materyalin yerleştirilmesi için uygun bir boşluk oluşturmayı amaçlar. Bu işlemin başarısı, restoratif materyalin yerleştirilmesinden önce bakterilerin kavite duvarından, smear tabakasından, dentin tübüllerinden etkili bir şekilde uzaklaştırılmasına bağlıdır. Enfekte diş yapısını mekanik olarak uzaklaştırmada ve kavitenin dezenfeksiyonunda başarısızlık sadece mikro-sızıntı, pulpa hassasiyeti ve inflamasyonu arttırmakla kalmaz aynı zamanda ikincil çürüklere de neden olabilir [1]. Kavite dezenfeksiyon yöntemlerinin, ortamdaki bakterileri uzaklaştırmak ve adeziv sistemlerin dentine bağlantısını etkilemeyecek özellikte olması amaçlanmaktadır.

Histolojik ve bakteriyolojik çalışmalarda kavite preparasyonundan sonra diş yapısının küçük bir kısmının steril kaldığı ve bakterilerin restorasyonun altında bir yıldan fazla yaşadığı gösterilmiştir [2]. Diğer bir çalışmada fermentatif bakterilerin antiseptik olmayan restorasyonların altında 139 günden fazla yaşadığı bildirilmiştir [3]. Ayrıca smear tabakasında çoğalabilen bakterilerin toksinleri ve ürettikleri yıkım ürünleri pulpaya doğru difüze olarak irritasyon ve inflamasyon oluşturabilir [4].

Günümüzde kavite preparasyonu sonrası dezenfektan uygulaması, bakteriyel aktivitenin oluşturduğu potansiyel riskleri önlemede kabul gören bir uygulamadır. Kavite dezenfeksiyon yöntemleri uygulanan dişlerde adeziv sistemlerin bağlantısını araştıran birçok çalışma vardır. Bu çalışmaların bir kısmında kavite dezenfektan uygulamalarının bağlanma dayanımını olumsuz etkilediklerini savunurlarken [2,5], Sharma ve ark. [6] bağlanma dayanımını etkilemediğini, Mohammed ve ark. [7] ise bağlanma dayanımını arttırdığını ifade etmişlerdir.

Son yirmi yılda kavite preparasyonu sonrası dezenfeksiyon için kullanılacak birçok dezenfeksiyon solüsyonu ve yöntemi piyasaya sürülmüştür. Bu yöntemler klorheksidin (CHX), benzalkonyum klorit, sodyum hipoklorit (NaOCl) ve lazerlerdir.

İdeal dentin dezenfektanın sahip olması gereken özellikler:

- 1.Potansiyel antimikrobiyal etkisinin olması gerekir.
- 2.Uygulanan adeziv sistemin bağlanma dayanımına olumsuz etki etmemelidir.
- 3.Matriks metalloproteinaz (MMP) inhibisyonu yaparak adeziv-dentin bağlantısının sağlamlığını devam ettirmelidir.
- 4.Pulpa hücrelerine toksik hasarı en az olmalıdır.



Dezenfektanlar sadece dentin yüzeyindeki bakterileri elimine etmekle kalmaz aynı zamanda yüzeyin ıslanabilirlik özelliğini sağlarlar. Kliniklerde en yaygın kullanılan kavite dezenfektan solüsyonları NaOCl ve CHX'dir.

Günümüzde bağlayıcı ajan olarak etch-and-rinse ve self-etch adeziv sistemler kullanılmaktadır. Etch-and-rinse adeziv sistemlerde asitleme ve yıkama basamağı teknik hassasiyet gerektirmektedir. Bu nedenle üreticiler, restoratif diş hekimliğinde kullanımı kolay ve daha az teknik hassasiyet gerektiren self-etch adeziv sistemleri piyasaya sunmaya başlamışlardır.

Adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetlerini ölçmek için birçok bağlanma dayanım testi kullanılmaktadır. Bunlar mikro-gerilim, mikro-makaslama, gerilim ve makaslama bağlanma dayanımı testleridir. Geleneksel makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, test yüzeyleri geniş yer kapladığı için kompozit rezin-dentin bağlantısı boyunca stres dağılımları düzensiz olmaktadır [8]. Mikro-makaslama testlerinde bağlanma alanlarının çok küçük olması stres dağılımlarının daha düzenli olmasını sağlamaktadır [9]. Ayrıca diş yüzeyi daha etkili kullanılarak çok sayıda adeziv kopma tipi gözlemlenebilir ve fazla sayıda örnek oluşturulabilir.

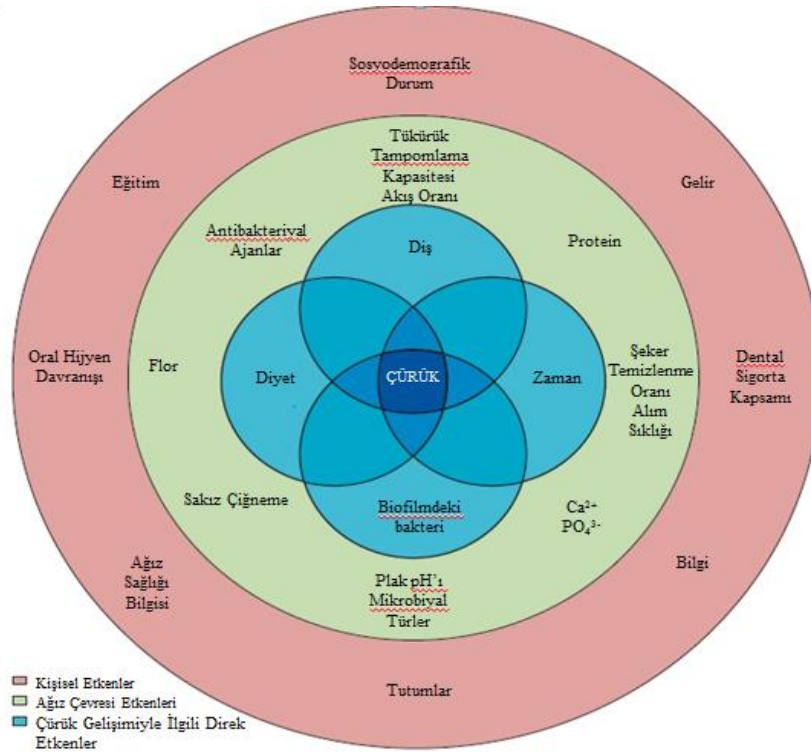
## **1.2. Araştırmanın Amacı**

Bu araştırmanın amacı, geleneksel kavite dezenfektanı olarak kullanılan CHX, NaOCl solüsyonlarının yanı sıra kavite dezenfeksiyonu amacıyla ilk kez kullandığımız süper-oksijen su ve ozonlu su, ayrıca KTP ve Er:YAG lazer sistemlerinin, iki farklı dentin adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkinliğinin in-vitro olarak incelenmesidir.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Çürüğün Tanımı

Diş çürüğü, dünyada en yaygın görülen kronik hastalıklardan birisidir. Çürük oluşumu remineralizasyon ile demineralizasyon arasında dengenin bozulmasıyla oluşan hareketli bir süreçtir. Diş çürüğü çok faktörlü, kalsifiye dokuların yıkımı ve bölgesel çözünmesiyle sonuçlanan mikrobiyolojik ve enfeksiyöz bir hastalıktır. Ayrıca çürük, diş sert dokusu ve dental plak arasındaki fizyolojik dengenin bozulmasıyla sert dokularda submikroskobik, mikroskobik ve zamanla makroskobik olayların olduğu duruma denir [10-12].



Şekil 2.1 Çürük oluşturan etkenler

### 2.2. Çürüğün Etyolojisi

Diş çürüğü çok faktörlü, enfeksiyöz bir hastalıktır. Çürüğün oluşabilmesi için birkaç unsurun bir araya gelmesi gerekir. Bu unsurlardan bir ya da birkaçının olmaması çürüğü oluşturmayabilir. 1963 yılında Keyes ve Jordan tarafından formüle edilen çürüğün gelişebilmesi için zorunlu dört faktör şu şekilde sıralanmıştır [13]; a) karbonhidrat diyeti b) dental plak içerisindeki bakteri c) çürüğe duyarlı diş d) zaman. Günümüzde çürük

oluşumu 4 dairesel venn diyagramı [14] ile gösterilmekte ve bunu etkileyen durumları şematik olarak göstermek mümkündür (Şekil 2.1).

### **2.2.1. Diyet**

Bireyin günlük aldığı yiyecek ve içeceklere diyet denir. Bu besinler karbonhidrat, protein ve yağlardır. Bunlardan sadece karbonhidratların çürük yapıcı özelliği vardır. Ancak çürük oluşabilmesi için karbonhidratın ağızda kalma süresi, tüketim sıklığı ve karbonhidrat tipi gibi faktörler önemlidir. Karbonhidratlar basit (glukoz, fruktoz, galaktoz) ve kompleks şekerler (nişasta) olarak ayrılabilir. Diyetteki sukroz plakta zarar verici iki önemli etkiye sahiptir. Birincisi, sukroz içeren besinlerin sık tüketimi daha güçlü *Streptococcus mutans* kolonizasyonuna neden olur ve plağın çürük yapma potansiyelini artırır. İkincisi, sık olarak sukroza maruz kalan olgun plak organik asitlere daha hızlı metabolize olur. Bu durum uzun süre plak pH'sının düşük kalmasına neden olur. Dental plağa penetre olan sukroz, bakteriler tarafından fermente edilerek çürük oluşumundan sorumlu organik asitlerin oluşumuna neden olur [14].

### **2.2.2. Mikroflora**

Çürük bakteriyolojisindeki en önemli mikroorganizmalar streptokoklar, laktobasiller ve aktinomiçeslerdir. Başlangıç çürük lezyonlarından sorumlu bakteri *S. mutans*, derin çürük lezyonlarından laktobasiller ve kök yüzeyi çürüklerinden de aktinomiçesler sorumludur [15,16]. *S. mutans* grubu bakteriler diş çürüğünün başlamasında anahtar rolü oynamasının yanı sıra diğer bakteriler de (*Lactobacillus*, *bifidobakteri*) çürüğün ilerlemesine katkı sağlarlar [17].

#### **2.2.2.1. Streptokoklar**

*S. mutans*, 1924 yılında Clarke tarafından keşfedilmiş ve şeker fermente edebilmesi nedeniyle diş çürüğünün etyolojik ajanı olarak düşünülmüştür [18,19]. Streptokoklar gram (+), kok, katalaz (-), fakültatif anaerob ve aerobtur. Ayrıca hareketsizdirler ve ekstrasellüler polisakkarit (dekstran, levan) yapma kapasitesileri vardır. Çürükle ilişkili olan *S. mutans*'ın sekiz serotipi vardır. Bu serotipler a'dan h'ye doğru sıralanmıştır. Çeşitli serotipler tür statüsüne yükseltilmiştir ve isimlendirilmiştir: *S. cricetus* (Serotip a), *S. rattus* (Serotip b), *S. ferus* (Serotip c) ve *S. sobrinus* (Serotip d, g ve h). Bütün *S. mutans* serotipleri çürüğün önemli potansiyel sebebi olarak gösterilir [20]. Mutans

Streptokoklar ve laktobasiller yüksek miktarda asit üretebilir (asidojenik), asidik çevreyi tolere edebilir (asidürük) ve sukroz tarafından güçlü bir şekilde uyarılır.

#### **2.2.2.2. Laktobasiller**

Laktobasiller gram (+), sporsuz, anaerob ve fakültatif anaerob özelliklere sahip çubuk şeklindeki bakterilerdir. Bu bakteriler asidofilik ve asidojenik olup laktik asit üretirler. Diş yüzeyine afinitesi yoktur, ancak dental plakta az miktarda bulunabilirler [21]. Daha çok derin dentin çürüklerinde saptanmaları nedeniyle çürüğün başlamasından çok ilerlemesinde etkili oldukları düşünülmektedir [22]. Yaygın çürük lezyonları, protez, ortodontik apacey gibi ağızda retansiyona neden olan unsurların artması ile laktobasil sayısı artar [23]. Ağız boşluğunda ve çürük lezyonunda rastlanılan laktobasil türleri; *L. salivarius*, *L. casei*, *L. fermentum*, *L. acidophilus*, *L. plantarum*, *L. cellobiosus*, *L. buchneri*, *L. brevis* ve *L. viridescens*'dir. Bunlardan *L. acidophilus* ve *L. casei*, karyojenik özellikleri nedeniyle dişhekimiği açısından önem taşımaktadır [24].

#### **2.2.2.3. Aktinomiçesler**

Aktinomiçesler, gram (+), katalaz (+), anaerobik prokaryotik, sporsuz ve hareketsiz rodlardır. Laktik, asetik, süksinik ve formik asit üretirler [25]. Aktinomiçes türleri glikozu fermente ederler [26]. Ayrıca asit oluşturma özellikleri sayesinde çürük başlatabilmektedirler. Kök yüzeyinde çürük oluşturabilen aktinomiçes türleri *A. Viscosus* ve *A. Naeslundii*'dir. [27].

#### **2.2.3. Diş ile İlgili Faktörler:**

Dişin anatomisi çürük oluşumu için belirleyici bir faktördür. Çiğneme dişlerindeki pit ve fissürler plak için retatif alanlar oluşturur ve bu fissürler derinleştikçe çürüğe yatkınlık artmaktadır. Diğer dişlerdeki düzensizlikler, kırıklar ve çatlaklar, yüzeyin pürüzlülüğü ve konkaviteyi plağın birikeceği alanlar oluşturur.

#### **2.2.4. Zaman**

Çürüğün oluşabilmesi için mikroorganizma, diş yüzeyi ve besinlerin bir araya gelmesi gerekir. Ancak bu faktörlerin etkileşime geçmesi belli bir süreçte meydana gelir. Karbonhidratların fiziksel formunun (sert, yapışkan, kolay ya da zor çözünmesi vb.) diş yüzeyinde kalma süresi çürük oluşumunu etkilemektedir.

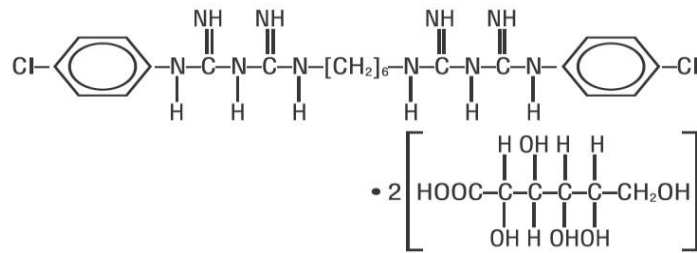
### 2.3. Çürüğün Patofizyolojisi

Çürük, plak-diş arayüzünde kritik pH olan 5,5'un altına düşmesi ve dişin demineralizasyonu sonucu  $Ca^{+2}$  ve  $P^-$  iyonlarının diş yapısından çözülmesi yoluyla zarara sebebiyet verir. Bu lokal pH düşüşü plakta karbonhidratların metabolize olmasıyla meydana gelir. Diş yüzeyinde demineralizasyon oluşabilmesi sadece yüksek konsantrasyondaki *S.mutans* ve laktobasillerin oluşturdukları asitler nedeniyle düşük pH'lı bir ortamda gerçekleşebilir. pH'ın 3.0-4.0 gibi düşük değerlere ulaşmasıyla mine yüzeyleri aşınır ve pürüzlenir. Demineralizasyonun oluşabilmesi için sukroza sıklıkla maruz kalmak ve diş yüzeyinin pH'nın düşük düzeyde kalması gerekir. Aktif çürüklü kişilerde diş yüzeyindeki pH, sukroza tek bir kez maruz kalması halinde bile 20-50 dk boyunca kritik pH'ın (5.5) altında kalır.

### 2.4. Kavite Dezenfektanları

#### 2.4.1. Klorheksidin Glukonat (CHX)

Klorheksidin diglukonat diş hekimliğinde 40 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır [28]. Klorheksidin, bisbiguanide kaynaklı, gram (+), gram (-) bakterilere ve bazı mantarlara karşı geniş spektrumlu antibakteriyel etki gösteren bir katyonik antiseptiktir. Açık formülü 1,6-di(4-chlorophenyl-diguanido)-hezane ve kapalı formülü  $C_{22}Cl_2N_{10}H_{30}$  'dır.



Şekil 2.2 Klorheksidin yapısı

Klorheksidin antibakteriyel özelliklere ve düşük toksisiteye sahiptir [29]. Pozitif yükü nedeniyle katyonik özelliktedir ve bakteri hücre duvarına, ekstrasellüler polisakkaritlere, hidroksiapatite, pelikula, tükürük proteinlerine ve oral mukoza gibi negatif yüklü yüzeylere afinite gösterir. Katyonik molekülleri sayesinde negatif yüklü hücre duvarına bağlanabilmektedir. Hücre duvarına verdiği hasara göre bakteriyostatik ve bakterisidal etkileri şu şekilde açıklanabilir [30]:

1- Bakteri duvarında osmotik dengeyi değiştirerek düşük moleköl ağırlığındaki potasyum ve fosforun salınımını destekler. Bakteriyostatik etkisini düşük konsantrasyonda bile gösterebilmektedir.

2- Bakteri hücre membranında geçirgenliği artırarak intrasellüler bileşimlerin (potasyum gibi) salınımına neden olur. Böylece hücrenin protein yapısı değişir ve sitoplazmik proteinlerin çökmesine/pıhtılaşmasına neden olur. Klorheksidin sitolozis yaparak hücre ölümüne neden olur. Bakterisidal etkisini yüksek konsantrasyonlarda gösterir. Bakterisidal etkisi gram (+) koklar üzerinde çok etkiliyken gram negatif koklar üzerinde zayıftır.

Klorheksidin, en iyi bilinen antimikrobiyal ajanlardan biridir. Ayrıca matrix metalloproteinaz (MMP) inhibitörüdür. MMP'ler hibrit tabakasının kısmen yıkımından sorumlu enzim grubudur. Klorheksidin MMP inhibitörü olarak davranarak dentin-rezin bağlanma kuvvetinin korunmasında etkilidir. Birçok teoriye göre klorheksidinin etkinliği açıklanmaya çalışılmıştır. Bunlardan birincisi smear tabakasında değişiklik oluşturmasıdır. Meiers ve Kresin ark. [5] taramalı elektron mikroskobu ile yaptıkları çalışmalarında klorheksidinin smear tabakasının görünümünü modifiye ederek gevşek smear debrislerini uzaklaştırdığını göstermişlerdir. Bu durum adeziv sistemlerdeki asidik monomerlerin penetrasyonunu artırabilmektedir. İkinci olarak dentin yüzeyindeki fosfat gruplara bağlanmaya hazır güçlü pozitif iyonik yükler dentinin yüzey enerjisini artırarak primerlerin dentinin ıslanabilirliğini arttırmaktadır [4].

Klorheksidin glukonat oral kavitede antiseptik olarak kullanılır. Gargara olarak kullanılan klorheksidin gingivitise, periodontitise ve diş çürüğüne karşı kullanılması önerilmektedir. Klorheksidin piyasaya değişik konsantrasyonlarda sunulmuştur. Bakteriyostatik etki olarak düşük konsantrasyonda %0,02- 0,06 ve bakterisidal etki olarak yüksek konsantrasyonlarda %0,12- 0,2 oranlarında kullanılır. Ayrıca jel, aerosol ve sprey formları da mevcuttur [30].

Klorheksidin, diş hekimliğinde yüksek spektrumlu antibakteriyel aktivitesi ve düşük toksisitesinden dolayı geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Diş çürümesine karşı klorheksidinin kullanılması, dental plağın oluşumunu inhibe ederek ve bakterileri öldürerek gösterir. Çürüğün esas etyolojik ajanı olan *S. mutans*'a karşı bakterisidal etki gösterir. Bu solüsyon *S. mutans*'a karşı en etkili antimikrobiyal ajandır [31].

#### 2.4.2. Sodyum Hipoklorit (NaOCl)

Sodyum hipoklorit, NaOCl formülüne sahip kimyasal bir bileşiktir. Katyonik sodyum ile anyonik hipokloritin birleşiminde meydana gelir. Aynı zamanda hipokloröz asidin sodyum tuzu şeklinde de görülür. Sıklıkla dezenfektan veya ağartıcı ajan olarak kullanılır. Dentin yüzeyine uygulandığında organik artıklara karşı çözücü etki göstermesi, antiseptik olması, düşük yüzey gerilimi ile dentin duvarlarına kolayca diffüze olabilmesi, kolay elde edilebilmesi ve ucuz olması nedenleriyle çok fazla tercih edilen bir dezenfektan solüsyonudur [32].

NaOCl geniş spektrumlu antimikobiyal ajanların başında gelmektedir. Bakterilere, mantarlara, virüslere, sporlara karşı oldukça etkilidir [33,34]. Hipokloritin suda çözünmesiyle ortama serbest klor salınmaktadır. Klor canlı dokular için etkili bir nekrotizandır. Bakteri proteinlerine bağlanarak sitolizis meydana getirir [35]. NaOCl güçlü antimikrobiyal ve organik doku çözücü özellikleri nedeniyle en yaygın olarak kullanılan dezenfektan solüsyonlarında biridir. Aşağıdaki reaksiyon ile gösterilen sodyum hipoklorit belli bir dengeye sahiptir.



NaOCl su ile temasında sodyum ( $\text{Na}^+$ ) ve hipoklorit ( $\text{OCl}^-$ ) iyonlarına ayrışır. Hipoklorit iyonu ( $\text{OCl}^-$ ) hipokloröz asitle ( $\text{HOCl}$ ) denge kurar. NaOCl solüsyonunun aktif antimikrobiyal maddesi hipokloröz asittir ( $\text{HOCl}$ ) [36].

Çoğunlukla, NaOCl irrigasyon ve dezenfeksiyon amacıyla %0,5 ve %5,25 arasında değişen konsantrasyonlarda kullanılmaktadır. Antibakteriyel etkisinin yanı sıra ıslatabilme yeteneği en iyi bilinen özellikleridir. Ayrıca smear tabakasını tamamen kaldıramasa bile smear'ın organik kısımlarını uzaklaştırabilir [37].

#### 2.4.3. Süper-Okside Su (SPO)

Süper-oksidede su son yıllarda yaygın olarak kullanılan dezenfektanlardan biridir. Herhangi bir toksisitesinin olmaması, insan dokularına zarar vermemesi, ucuz olması, hastalar ve çevre açısından güvenli olması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Tuzlu suya elektrik akımı uygulanmasıyla süper-oksidede su elde edilir. Elektrolizis sonrasında oluşan hipokloröz asit ( $\text{HOCl}$ ), klorin ( $\text{Cl}_2$ ), hipoklorit iyonları, çözülmüş oksijen, ozon ( $\text{O}_3$ ), süper okside radikalleri meydana gelir. Oluşan bu moleküller güçlü bir oksidasyon potansiyeline ve antimikrobiyal aktiviteye sahiptir. Bakteri, virüs,

mantar ve parazitleri çok hızlı bir şekilde öldürebilir. Böylece su tesisatı sistemlerinin ve sert yüzeylerin dezenfeksiyonunda kullanılabilir.

Genellikle süper-oksijen sular hastanelerde sert yüzeylerin ve aletlerin dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır. Ayrıca insan vücudunda oluşan deri defektleri ve ülserinde, açık kalp cerrahisinden sonra mediastinal yıkamada ve peritonitis ve intraperitoneal abselerin tedavisinde de kullanılabilir [38]. Canlı biyolojik dokulara temasında toksik etkisi yoktur [39]. Özellikle *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus*, *Salmonella typhi*, *Salmonella enteritidis*, *Listeria monocytogenes*, *Mycobacterium avium intracellulare*, *Mycobacterium tuberculosis* and *Candida albicans* gibi mikroorganizmalara karşı etkili bir şekilde kullanılabilir [40,41].

Mikrobisidal aktiviteyi sağlamak, doku biyoyumluluğu artırmak ve raf ömrünü uzatmak için nötral pH'a sahip SPO üretilmiştir. Bu işlemde saf su ve tuzdan (NaCl) elektrokimyasal işlem uygulayarak aköz solüsyon elde edilmiştir. Elektrik enerjisi bu aköz solüsyonda oldukça fazla oksidasyon üretmek için kullanılır. Nötral pH'a sahip SPO'lar sodyum seviyesi önemsiz derecede (<55 ppm), klorin seviyesi (51-85 ppm), pH oranı 6.2-7.8 aralığında ve oksidasyon redüksiyon potansiyeli >650 ppm gibi özelliklere sahiptir.[40].

#### **2.4.4. Ozon (O<sub>3</sub>)**

Ozon, atmosferin üst katmanlarında bulunan, dünyayı UV ışınlarına karşı koruyan, triatomik oksijen (O<sub>3</sub>) şeklinde bulunan doğal bir gazdır. Mavi renkli bir gazdır ve buruk bir kokusu vardır. Molekül ağırlığı 47,98 g/mol'dür. Yüksek oksidan potansiyeline sahip ozon, kloritten 1.5 kat daha fazla antimikrobiyaldir. Termodinamik olarak oldukça kararsız bir bileşiktir ve kısa yarılanma ömrü nedeniyle saf oksijene ayrılmaktadır. Ozonun oluşumu, oksijen molekülü (O<sub>2</sub>) ile aktif atomik oksijeninin (O) birleşmesiyle gerçekleşmektedir. Bu işlem çok yüksek enerji (68.400 cal) gerektirmekte ve bu enerji kaynağını ultraviyole (UV) ışınından, kimyasal ya da elektriksel enerjiden alabilmektedir [42].

Ozonun bilinen özelliklerden birkaçı şu şekildedir: Antimikrobiyal (bakterisidal, virisidal ve fungisidal), immun-stimülasyon, immun-modülatör, anti inflamatuvar, biosentetik (karbonhidrat, protein ve yağ metabolizmalarını aktive etmesi), biyoenerjik, antihipotoksik, hemostatik, analjezik, detoksikasyon vb. [43,44]. Gaz ve su formunda olan antimikrobiyal ajan olarak bakteri, mantar, protozoa ve virüslere karşı



güçlü ve güvenli etki gösterir. Ozon, bakteri ve mantar hücre duvarı ve sitoplazmik membranına oksidan potansiyeli sayesinde zarar verir. Bu işlem sırasında ozon glikoproteinlere, glikolipitlere ve diğer aminoasitlere zarar vererek hücrenin enzimatik kontrol sistemini bloke eder. Bu durum membran geçirgenliğini artırarak, hücrenin hayati fonksiyonlarını durma noktasına getirir. Daha sonra ozon molekülleri hücrenin içine girer ve mikroorganizmayı parçalar [45].

Ozonlu su yüksek oksidasyon kuvvetiyle bakterilerin tahribatında etkin rol oynayan güçlü ve etkili bir antibakteriyel ajandır. Bakteriler tarafından üretilen ve çürük oluşum işlemine katılan pirüvik asit ozon tarafından okside edilir. Ozon bu asidi dekarboksile ederek asetik asite dönüştürür. Ozon ayrıca asetik asit üretimi yapan yeni başlayan çürük lezyonun ve diğer yüksek pKa asitlerini içeren plaktan koruyarak remineralizasyon yapar [46].

#### **2.4.5. Lazerler**

Lazer kelimesi, “light amplification stimulated emission radiation” (uyarıma yoluyla oluşan radyasyon yayılımı ile elde edilen ışın) tanımının baş harfleriyle oluşturulmuştur. Uyarılmış emisyon fikrini ortaya atan ve lazerin öncüsü olarak kabul edilen Albert Einstein 1917 yılında maddenin uyarılması sonucu radyasyon yayılımı yapabileceği fikrini ortaya atmış ve Theodore Mainman 1960 yılında Hughes Araştırma Laboratuvarında çalışan ilk lazer cihazını hayata geçirmiştir.

Lazerler, diş hekimliğinde sert ve yumuşak dokulara etkileri sayesinde kullanım alanı bulmuştur. Temel olarak 3 tip lazer vardır. a) Katı Hal Lazerleri; Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, KTP b) Sıvı Hal Lazerleri; Sıvılaştırılmış Argon c) Gaz Lazerler; CO<sub>2</sub>, Excimer, Argon vs.

##### **2.4.5.1. KTP Lazer**

KTP (potassium-titanyl-phosphate) lazer, Nd:YAG lazerin benzer karakteristiğine sahip bir tipidir. Dalga boyunda 532 nm olduğundan Nd:YAG lazerin dalga boyunun yarısıdır. KTP lazerin görülebilen yeşil ışığı melanin ve hemoglobin tarafından çok iyi absorbe edilir. Bu özellik sayesinde KTP lazer, su içeriği fazla olan dentine daha az penete olarak daha az zarar vermektedir. Ayrıca kuvvetli hemostatik etkisi ve bakterisid etkinliği sayesinde periodontal ve cerrahi işlemlerde kullanılır. 1-2 mm doku penetrasyon derinliğine sahiptir. Kısa dalga boyunda yüksek enerjiye sahip KTP lazer, kimyasal ve fotodinamik reaksiyonlara izin vererek sert ve yumuşak diş dokularına daha

az zarar verme eğilimindedir. İnce fiber-optik kablo (200 ve 300µm çapında) yardımı ile uygulanır. Lazerin foto-termal etkisi ile salınan ışık enerjisi, dokuya etki ederek ısı enerjisine dönüşür. Işık enerjisinin bir kısmı; salınan enerjinin dalga boyu, lazerin gücü, ışın çapı, atım süresi, atım sıklığı ve dokunun optik özellikleri gibi pek çok faktöre bağlı olarak doku içerisinde absorbe edilir. Termal etki büyük bir oranda dalga boyuna bağlıdır. Çünkü meydana gelen ısı miktarı, dalga boyu ve dokunun özelliğine bağlı olarak absorpsiyon miktarı ile ilgilidir [47].

#### **2.4.5.2. Er:YAG Lazer**

Er:YAG lazer, erbiyum ile kombine edilmiş yitritum aliminyum garnet kristallerinden oluşan aktif bir ortama ve 2940 nm dalga boyuna sahip olan lazerdir. Dalga boyunda dolayı hidroksiapatite ve suya karşı yüksek afinitesi vardır ve termomekanik ablasyon yapar. Er:YAG lazerlerin kavite preparasyonu için kullanılması için FDA tarafından 1997’de onay verilmiştir [48]. Mineral yapının içindeki suyun kinetik enerjisini yoğun şekilde artırarak buharlaşması ile büyük bir hacim artışı sağlayarak mikropatlama sağlamaktadır. Bu özellik kavite preparasyonlarında ve çürüğün temizlenmesinde yardımcı olmaktadır. Bu lazer, çürük uzaklaştırması sırasında sağlam dokulara zarar vermez. Böylece suyun daha fazla olduğu çürük yapısına afinite göstererek sağlam dentine zarar vermeyebilir [49]. Su soğutması altında çalışıldığından pulpada hasar oluşturmaz ve kök yüzeyi işlemleri için kullanılabilir olduğu gösterilmiştir [50,51]. Ayrıca suda iyi absorbe olmasından dolayı termal hasar oluşturması çok azdır [52].

Er:YAG lazerler restoratif diş tedavisi açısından; kavite hazırlığında, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, çürüğün temizlenmesinde, kavitelerin dezenfeksiyonunda, dentin hassasiyet tedavisinde kullanılmaktadır.

#### **2.5. Dental Adeziv Sistemler**

Adezyon sözcüğü ‘iki yüzeyin birleşme veya bağlanma veya her ikisini de içeren kuvvetler ile birarada tutulduğu durum’ olarak tanımlanır. Adezyon kelimesi latince kökenli ‘*adhaerere*’ (bağlanmak) sözcüğünden gelmektedir. Yapışılan yüzey veya maddeye “adherent” denir. Bir adeziv genellikle visköz bir sıvı materyaldir ve iki yapıyı birbirine birleştirdikten sonra katılarak bir yüzeyden diğerine yük aktarabilir hale gelir [20]. Tarihsel olarak bakıldığında dental adeziv sistemlerin gelişim süreci içerisinde 1955 yılında Buonocore’un [53] ortaya attığı dentine bağlanma prensibi ile başlayıp, Bowen’in [54] yüzey-aktif monomerlerin diş yüzeyine bağlanmasını

kolaylaştırabileceğini göstermesi ve Nakabayashi'nin [55] hibrit tabakasını açıklaması ile ileri seviyeye taşınmıştır. Bu gelişmeler dental adeziv sistemlerin tarihsel sürecinin en önemli unsurlarını oluşturmuştur.

Bağlanmanın dayanıklılığı adherentin yüzeyel özelliklerine, adezivin fiziksel ve kimyasal özelliklerine, ıslatabilirliğine, uygulanma süresine, dış etkenlere (nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH) bağlı olarak değişebilir [56].

### **2.5.1. Diş Dokularına Adezyon**

Mine ve dentinin içeriği ve yapısındaki farklılıklar bağlanma özelliklerini etkilemektedir. İyi bir adezyonun ilk şartı, adezivin adherentin yüzey enerjisinden düşük olması gerektiğidir. Adezivin akıcılığının iyi olması ve dolayısıyla yüzeyi iyi ıslatması güçlü bir bağlantı için önemli bir etkidir. İdeal bir ıslatmada ise yüzeye değim açısının sifira yakın olması gerekmektedir [20,56].

### **2.5.2. Etch-and-Rinse Adeziv Sistem**

“Etch-and-rinse” terimi mine ve dentin dokusunun farklı sürelerde asit uygulanarak pürüzlendirmesi ve yıkanması için kullanılır. Etch-and-rinse adeziler uygulama basamaklarına göre; a) Üç basamaklı etch-and-rinse sistemler b) iki basamaklı etch-and-rinse sistemler olarak ikiye ayrılır.

Üç basamaklı etch-and-rinse sistemlerde yüzeyi düzenleyen asit, primer ve adeziv rezini içeren basamaklar vardır. Yüzey düzenlenmesinde (conditionar) diş yüzeyi asitlenerek yıkanır ve mekanik bağlanma için pürüzlü bir yüzey elde edilir. Asit uygulamasıyla minenin hidroksiapatit kristallerinin uçları serbestleştirilir. Ayrıca dentinde smear tabakası ve smear tıkaçları ortadan kaldırılarak rezin dentin bağlantısı için mikromekanik bir yapı oluşturulur. Ayrıca dentinde asit uygulaması ile intertübüler dentin demineralize edilerek kollajen fibril ağları açığa çıkarılır. Asit uygulamasından sonra asitlenen süre boyunca yıkama işlemi yapılır. Yıkama işleminden sonra yüzey tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Böylece kollagen ağının büzülüp çökmesi engellenir ve rezinin infiltrasyonu kolaylaşır. Primerler, bağlanmayı artırıcı likit olarak kabul edilir. İçeriğinde su, aseton ve etanol gibi çözücüler vardır. Uçucu özelliği sayesinde dentin yüzeyindeki kollajen ağın içerisindeki su ile yer değiştirerek kollajen ağdaki küçük boşluklara rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırır. Primerler, kimyasal özellikleri farklı dentin ve rezinin uyumunu artırır. Son olarak da bonding ajan denilen adeziv rezin uygulama basamağı vardır. Adeziv rezin Bis-GMA (Bisfenol A glisidil

metakrilat), UDMA (Urethan dimetakrilat) ve TEG-DMA (Trietilen glikol dimetakrilat) gibi monomerler içerir. Adeziv rezinler dentin tübüllerinde rezin taglar oluşturur. Ayrıca oluşturulan kollajen ağdaki nano boşluklara infiltre olarak hibrit tabakayı meydana getirmektedir.

Basamak sayısının artması dolayısıyla nem kontrolünün zorluğu üreticileri daha kolay uygulanabilir “iki basamaklı etch-and-rinse sistemini” geliştirmeye teşvik etmiştir. Bu sistemde ilk basamağı yine asit uygulaması oluşturmaktadır. İkinci basamağı tek şişede birleştirilen primer ve adeziv rezin uygulaması almaktadır. Bağlanma mekanizmaları üç basamaklı etch-and-rinse sistemler ile benzerdir.

### 2.5.3. Self-Etch Adeziv Sistem

Asit ve primerin birleşiminden oluşan bu sisteme “self-etch adeziv sistem” denilir. Self-etch adeziv sistemlerde, primer yapısına monomer ilave ederek etch-and-rinse adeziv sistemlerdeki asitleme ve yıkama işlemini kaldırmıştır. Bu asidik monomer smear tabakasını ortadan kaldırmaz. Monomer infiltrasyonu sağlayacak şekilde smear tabakasını düzenleyerek adezyona katılmasını sağlar [57,58]. Self-etch sistemler ile sağlanan demineralizasyon derinliği, asidik monomerlerin içeriğine, konsantrasyon yüzdesine, uygulama zamanına ve dentinin yapısal özelliğine bağlıdır. Demineralizasyonu sağlayan self-etch adezivin asiditesine göre [59];

1- *Zayıf etkili self-etch adezivler ( $pH \geq 2.5$ ):* Smear tabakasını kaldıramaz ve dentinle oldukça yüzeysel (100-200 nm) etkileşim gösterirler.

2- *Hafif etkili self-etch adezivler ( $pH \geq 2$ ):* Smear tabakasını tamamen kaldırmazlar. Ancak submikron düzeyde hibrid tabaka oluşur.

3- *Orta derecede kuvvetli self-etch adezivler ( $pH \leq 1.5$ ):* Smear tabakasını eritebilirler ve kısa resin taglar ( $\pm 10 \mu m$ ) oluştururlar. Ayrıca lateral tübül duvar hibridizasyonu da gözlemlenebilir.

4- *Güçlü self-etch adezivler:* Etch-and-rinse adeziv sistemin sunduğu morfolojiye çok benzer görüntü oluştururlar. 3-5  $\mu m$  kalınlığında hibrit tabakası, geniş resin taglar ve lateral tübül duvarı hibridizasyonu meydana gelir.

Self-etch adeziv sistemler uygulama basamağına göre iki yada tek aşamalı olarak iki şekilde sınıflandırılır. İki basamaklı self-etch adeziv sistemde ilk basamak asidik monomeri içeren primer ikinci basamakta ise hidrofobik monomerlerin olduğu adeziv reçine mevcuttur. Tek aşamalı self-etch adeziv sistemde ise asit, monomer ve

adeziv monomereler bir şişede toplanmıştır. Bu tek şişeli sisteme “all-in-one self-etch sistemi” de denilmektedir [20].

## **2.6. Bağlanma Testleri**

Yeni geliştirilen dental ürünlerin klinik pratikte kullanımından önce in-vitro şartlarda çeşitli test yöntemleriyle değerlendirilmesi gerekmektedir. Materyalin test edilmesi adına klinik çalışmalarda uygulanması uzun zaman gerektirmesi ve maliyetinin yüksek olması nedeniyle bu testler in-vitro şartlarda gerçekleştirilir. Adeziv sistemlerin değerlendirmesinde bağlantı testleri kullanılmaktadır. Bağlanma dayanımlarını mine ve dentin üzerinde test etmek için makaslama (shear), mikro-makaslama (micro-shear), gerilim (tensile) ve mikro-gerilim (micro-tensile) gibi test metotları kullanılır. Gerilim ve makaslama kuvvetleri restorasyonun ağız içerisinde maruz kalacağı olası kuvvetleri taklit etmek için geliştirilmiştir [60]. Gerilim testleri diş yüzeyine dik olarak gelen kuvvetleri, makaslama bağlanma dayanım testleri ise diş yüzeyine paralel gelen kuvvetleri değerlendirir.

### **2.6.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı**

En çok kullanılan test metotlarından biridir. Makaslama bağlanma dayanımı bıçak sırtı şeklinde aparatla veya silindirik kompozit bloğuna dentin yüzeyine paralel yerleştirilen bonding jig (Ultradent Products, Inc) aparatı vasıtasıyla uygulanır. Bu aparat bağlantıyı içeren iki yüzeye paralel gelecek şekilde uygulanır. Diş yüzeyine paralel gelen kuvvetler makaslama stresi olarak tanımlanır. Kuvvetin hesaplanması elde edilen maksimum kuvvetin yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Bu test yöntemi büyük yüzey alanına sahiptir. Bu nedenle rezin-dentin arayüzünde stres dağılımları eşit değildir [61]. Böylece rezin-dentin arayüzeyinde bölgesel stres alanları oluşarak kırılmalar buradan başlar. Makaslama testlerinin avantajları; örneklerin hazırlanmasının çekme kuvveti testlerinden daha kolay olması, düzeneğin hazırlanmasının basit olması ve bağlanma dayanımının ölçmede etkili bir yöntem olmasıdır.

### **2.6.2. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı**

Mikro-gerilim test metodu gibi mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi küçük alanlardaki rezin-dentin bağlanma kuvvetlerini ölçmede kullanılan bir yöntemdir. McDonough ve ark. [9] 2002 yılında mikro-makaslama testini tanıtmışlardır. Diş dokusu ya da bir materyal üzerine bağlanan  $1 \text{ mm}^2$  'den daha küçük örnek ince bir tel vasıtasıyla diş yüzeyine paralel kuvvet uygulanarak gerçekleştirilir. Mikro-makaslama

testinde herhangi biri şekillendirme basamağı olmaması nedeniyle başarısızlık ihtimali daha azdır [62]. Bu test yönteminde dişlerin koronal 2/3'lük kısmı ya da bukkal ya da lingual yüzeyleri kaldırılarak düz dentin yüzeyi elde edilir. Ardından test edilecek adeziv sistem ve restoratif materyal uygulanır. Tam olarak rezin-dentin arayüzeyinin birleşimine paralel makaslama kuvveti uygulanır [9]. Makaslama ve gerilim bağlanma dayanım testlerine göre avantajları vardır;

1. Bir diş üzerinde çok fazla sayıda rezin-dentin örneği elde edilir.
2. Diş yüzeyinde çok küçük alanlardaki çürük dentin, sklerotik dentin ve mine gibi dişin farklı dokularında bağlanma test edilebilir.
3. Bağlanma alanı küçük olduğundan daha az olumsuzluklar mevcuttur (mikro aralıklar ve hava kabarcığı vs.).
4. Aynı dişin mine, dentin ve sement gibi farklı bölgelerinin bağlanma özellikleri test edilir [63].
5. Kopma yüzeylerinin çok küçük olması SEM ile incelenmesini kolaylaştırır.

### **2.6.2. Mikro-gerilim Bağlanma Dayanımı**

Mikro-gerilim bağlanma testi 1994 yılında tanıtılmıştır. 1 mm<sup>2</sup> gibi küçük yüzeylerde bağlanma dayanımını çekme kuvvetiyle ölçen test yöntemidir [64]. Bu yöntemde alan küçük olduğundan ara yüzeydeki stres dağılımı daha iyidir.

Bu test yönteminin dezavantajı ise örnek hazırlamanın zaman alması, laboratuvar işlemlerinin zor olması ve teknik hassasiyet gerektirmesidir [65]. Bundan dolayı mikro-gerilim bağlanma dayanımları etkilenmektedir. Örneklerin hazırlanması sırasında rezin-dentin kompleksinin kesme işlemi sırasında oluşan vibrasyon nedeniyle bağlantı başarısızlığı oluşabilmektedir. Ayrıca bu test için çubuk, kum saati ve dambıl gibi farklı konfigürasyonlar oluşturulması ve örneklerin hızla dehidrate olması başarısızlık ihtimalini daha da artırır [65,66].

### **3.GEREÇ ve YÖNTEM**

Dört farklı kavite dezenfektan solüsyonunun ve iki farklı lazer sisteminin dentin adezivlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkinliğini belirlemek ve karşılaştırmak amacıyla planlanan bu çalışmaya Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Başkanlığı tarafından 08.07.2014 tarihli 2014-07/06 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Çalışmanın örnek hazırlanma kısmı ve test aşamaları Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

#### **3.1. Örneklerin Seçimi**

Bu çalışmada ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonsuz, 70 adet daimi insan molar dişleri kullanılmıştır. Dişler görsel ve dijital radyografik olarak değerlendirilip sorun teşkil eden dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Çalışmada kullanılacak dişlerde:

1. Molar dişlerin apeksifikasyonunun tamamlanmış olmasına,
2. Herhangi bir restorasyonunun bulunmamasına,
3. Kron yüzeyinde kırık, derin dentin çürüğü, çatlak olmamasına,
4. Dişlerin kronlarında herhangi bir florozis, hipoplazi veya yapısal bozukluk (biçim, şekil anomalileri vs.) olup olmadığı gibi kriterlere dikkat edildi.

#### **3.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması**

Çalışmamızda son 6 ay içerisinde çekilmiş dişler kullanılmıştır. Çekimden hemen sonra dişler %2,5'lik NaOCI solüsyonunda 1 saat kadar bekletilerek kron yüzeyindeki organik artıklar uzaklaştırılmıştır. Bu işlem sonrasında kron yüzeyinde kalabilecek sert ve yumuşak doku artıkları ekskavator yardımıyla temizlenmiştir. Renklenmeler pomza ve su ile giderilmiştir. Daha sonra dişlerin hepsi toplanana ve çalışma başlayana kadar oda sıcaklığında distile suda bekletilmiş ve her hafta saklama sıvısı değiştirilmiştir.

Mikro-makaslama testi için dişler kole bölgesinin 1-2 mm altından, hazırlanan alüminyum ano kalıpların (3cm x 2cm x 1.3cm) içerisinde, kimyasal olarak sertleşen otopolimerizan protez tamir akriliğine (Pan Acryl, Arma Dental, Türkiye) gömülmüştür (Şekil 3.1). Bu şekilde sabitlenen örnekler, düşük devirli hassas kesme cihazına (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff IL, ABD) (Şekil 3.2) yerleştirildikten sonra okluzal yüzeye paralel olacak şekilde kuronların oklüzal 1/3'lük bölümleri kesilerek dentin yüzeyleri açığa çıkarılmıştır. Kesim işleminden sonra görsel olarak dentin yüzeyi kontrol edilerek,

fissür çürüğü ve daha derin dentin bölgesine inen çürüğe sahip dişler çalışma dışı bırakılmıştır. Ayrıca bu düzgün dentin yüzeyleri bir stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya) yardımıyla olası mine dokusu varlığı incelenmiştir. Dentin yüzeylerinde standart smear tabakası oluşturulması amacıyla sırasıyla # 600, 800, 1000 ve 1200 gridlik SiC zımpara kağıdı (Buehler-Met II Silicon carbide grinding paper P400/600, ABD) ile su soğutması altında 60 sn aşındırılmıştır. Kavite dezenfektanlarının uygulanması öncesinde sterilizasyon sağlamak amacıyla örnekler otoklava (Melag, Euroklav 23V-S, Almanya) yerleştirilerek 121°C'de ve 20 dk süresince steril edilmiştir. Bu şekilde 70 adet steril ve düz dentin yüzeyine sahip diş elde edilmiştir.



**Şekil 3.1** Alüminyum anoya gömülmüş daimi molar diş



**Şekil 3.2** Düşük devirli hassas kesme cihazı

### 3.3. Kavite Dezenfektanlarının Uygulanması

Standartize düz dentin yüzeylere, bir kontrol ve altı farklı dezenfektan grubu olmak üzere hazırlanan 70 adet örnek her grupta 10'ar diş olmak üzere rastgele 7 gruba ayrıldı.

Bu gruplar sırasıyla:

**Grup 1, Serum Fizyolojik (kontrol grubu):** Steril dentin yüzeyinde %0.9'lük serum fizyolojik ile ıslatılmış steril pamuk pelet 60 sn boyunca bekletilmiş ve diş yüzeyinde kalan dezenfektan kuru steril pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır.

**Grup 2, Sodyum Hipoklorit (NaOCl):** Steril dentin yüzeyine %5,25'lik NaOCl steril pamuk pelet ile uygulanmıştır. Etki etmesi için 60 sn boyunca beklenmiş ve artan dezenfektan kuru steril pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır.



**Grup 3, Klorheksidin Glukonat (CHX):** Steril dentin yüzeyine %2'lik CHX (Troy, Ankara, Türkiye) steril pamuk pelet ile uygulanmıştır (Şekil 3.3). Etki etmesi için 60 sn boyunca beklenmiş ve artan dezenfektan kuru steril pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır.

**Grup 4, Süper-Okside Su (SPO):** Steril dentin yüzeyine pH'ı 5.5, redox potansiyeli >850-1200 mV ve 50-80 mg/L konsantrasyondaki hipokloröz asit (HOCl) özelliklerine sahip süper-oksidede su (Medilox; O-M Medikal Dental Tekstil, Ankara, Türkiye) steril pamuk pelet ile uygulanmıştır (Şekil 3.4). Etki etmesi için 60 sn boyunca beklenmiş ve artan dezenfektan kuru steril pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3.3 Klorheksidin glukonat (Troy)



Şekil 3.4 Süper-oksidede su (Medilox)

**Grup 5, Ozonlu Su (OS):** TeknO<sub>3</sub>zone firması (Tablo 3.1) tarafından özel yapılan ozon jeneratörü (TeknO<sub>3</sub>zone, İzmir/Türkiye) ile ozonlu su elde edilmiştir. Elde edilen ozonlu suyun ozon miktarı, jeneratöre bağlı reaksiyon tankında bulunan prob yardımı ile ölçülmüştür (Şekil 3.5a). Reaktör tankındaki (Şekil 3.5b) distile suyun ozon yoğunluğu, jeneratör üzerindeki dijital göstergeden izlenmiştir. Steril dentin yüzeyine 8-10 ppm'lik ozonlu su steril pamuk pelet ile uygulanmıştır. Etki etmesi için 60 sn boyunca beklenmiş ve artan dezenfektan kuru steril pamuk pelet ile uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3.5 a) Ozonlu su cihazının jeneratörü b) Ozonlu su cihazının su tankı

Tablo 3.1 Ozonlu su jeneratörünün teknik bilgileri

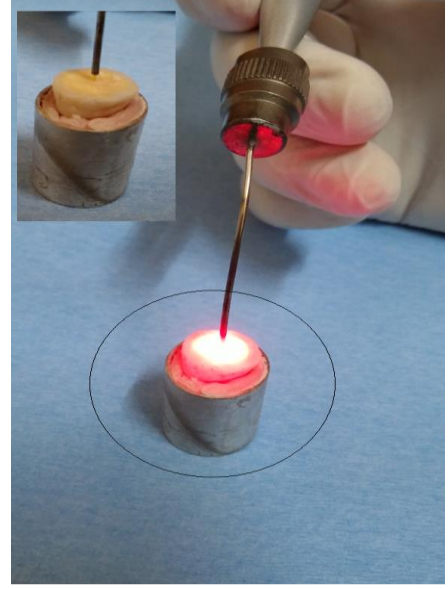
<b>Model</b>	<b>TKZ-6G</b>
<b>Ozon Üretimi</b>	6 gram / saat min.
<b>Ozon Konsantrasyonu</b>	%4-%11
<b>Oksijen Beslemesi</b>	Dahili oksijen jeneratörü
<b>Ozon Üretim Tekniği</b>	Plate Sistem
<b>Oksijen Konsantrasyonu</b>	%90 – 95
<b>Oksijen Üretimi</b>	5 litre / dk
<b>Dış Kasa</b>	CrNi
<b>Reaktör Basıncı</b>	9 Psi
<b>Gaz Giriş Aralığı</b>	0-5 litre / dk
<b>Enerji Tüketimi</b>	750 Watt
<b>Soğutma</b>	Hava
<b>Çalışma Nem Oranı</b>	% 80 max
<b>Çalışma Voltajı</b>	380 Volt 50 Hz
<b>Ölçüler En*Boy*Derinlik (mm)</b>	500*1160*500

**Grup 6, KTP Lazer:** Kavite dezenfeksiyonu amacıyla KTP lazer (Smartlite D; DEKA M.E.L.A. Srl Calenzano, İtalya) (Şekil 3.6) 532 nm dalga boyunda kullanılmıştır. Lazer darbe tekrarlı modda [lazer yayılım süresi (Ton) 20 ms, birbirini takip eden 2 atım arasındaki bekleme süresi (Toff) 30 ms] olacak şekilde toplam 1,5

Watt gücünde uygulanmıştır. Lazer cihazından çıkan lazer ışınları 300 µm çapında sarı başlıklı fiber optik kablo (Preciso™, DEKA M.E.L.A. Srl Calenzano, İtalya) (Şekil 3.8) vasıtasıyla dentin yüzeyine hafif temas edecek şekilde yüzey taraması şeklinde 1 cm/sn hızla 60 sn süresince uygulanmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.6 KTP lazer cihazı



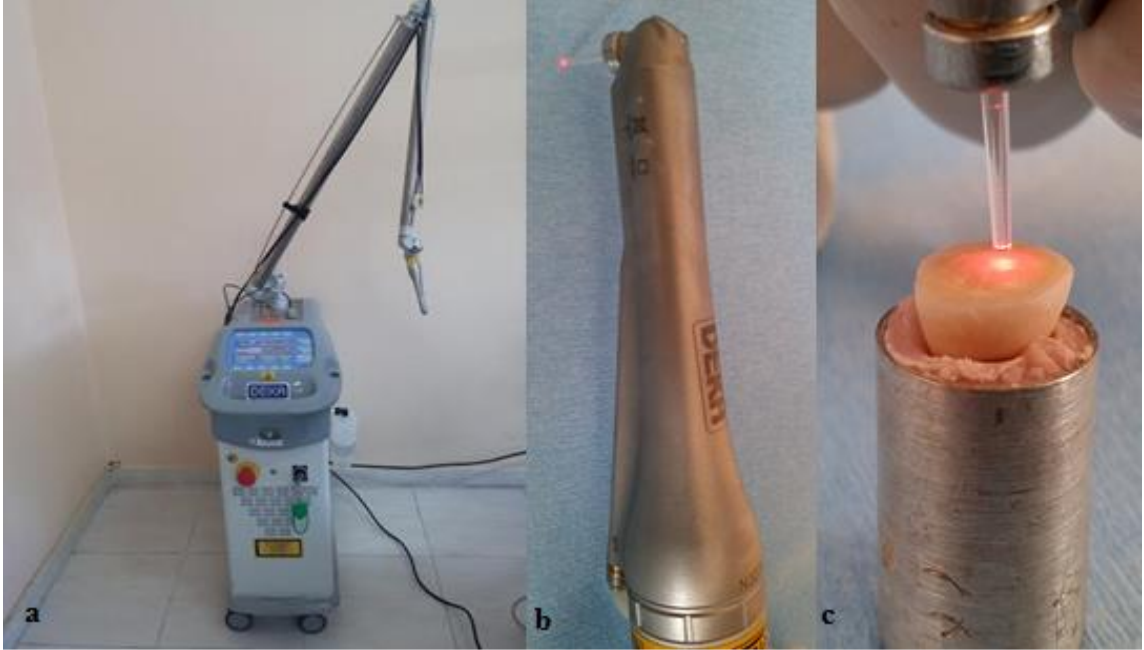
Şekil 3.7 KTP lazerin uygulanma şekli



Şekil 3.8 KTP lazeri uygulama başlığı ve fiber optik kablosu.

**Grup 7, Er:YAG Lazer:** Kavite dezenfeksiyonu amacıyla Er:YAG Lazer cihazı (Smart 2940D, DEKA M.E.L.A. SRL, Calenzano, İtalya) 2940 dalga boyunda kullanılmıştır (Şekil 3.9a). Lazerin iletim sistemi, 7 aynaya sahip eklemlilerden oluşur. Lazer ışınının uygulama başlığından 1 mm çapında safir bir uç sağlanmaktadır

(Şekil 3.9b). Bu safir uç diş yüzeyine temas etmemiştir. Laserin kullanılan parametresi; frekansı 15 Hz, enerji yoğunluğu 100 mJ ve darbe uzunluğu 700 µs olacak şekilde toplam 1,5 Watt gücünde uygulanmıştır. Bu lazer focus modunda diş yüzeyine 1-2 mm mesafeden uygulanmıştır (Şekil 3.9c). Lazer 60 sn uygulanmıştır.



**Şekil 3.9** a) Er:YAG lazer cihazı b) lazer cihazının uygulama başlığı c) lazerin uygulama şekli.

### 3.4. Adeziv Sistemlerin Uygulanması

Kavite yüzey dezenfektanlarının uygulanmasından sonra gruplarda bulunan 10 diş, rastgele olarak iki alt gruba ayrılmıştır. Bu alt grupların yarısına self-etch adeziv sistemi (n=5) yarısına da etch-and-rinse adeziv sistemi (n=5) uygulanmıştır (Tablo 3.2).

#### 3.4.1. Self-Etch Adeziv Sistemi

Üretici talimatları doğrultusunda dentin yüzeyine Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus (Kuraray, Japan) 10 sn süresince aplikatör ile uygulanmıştır (Şekil 3.10). Hafif basınçlı hava ile 5 sn boyunca kurulanmıştır. Bu işlem sonrası parlak bir yüzey oluşmasına dikkat edilmiştir. Polimerizasyon öncesi düz dentin yüzeyine kalıp olarak 0,8 mm çapında ve 0,5 mm yüksekliğinde hazırlanan 4 adet küçük plastik tüpler olan Tygon tüpleri (Tygon, Norton Performance Plastic Co, Cleveland, OH, ABD) mine dentin sınırından en az 0,5 mm uzak olacak şekilde dentin üzerine yerleştirilmiştir. Daha sonra 1000 mW/cm<sup>2</sup> gücündeki LED ışık cihazı (Valo, Ultradent, Utah, ABD) ile 20 sn süresince polimerize edilerek tüplerin dentine sabitlenmesi amaçlanmıştır. Daha sonra tüplerin içine

kompozit rezin (Quadrant Universal-LC, Cavex, Haarlem, Hollanda) (Tablo 3.3) dikkatlice yerleştirildikten sonra LED ışık kaynağı (Tablo 3.4) kullanılarak 20 sn polimerize edilmiştir (Şekil 3.11 ve 3.12).



Şekil 3.10 Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus



Şekil 3.11 Bisco All-Bond Universal

### 3.4.2. Etch-and-Rinse Adeziv Sistemi

Bu grupta All-Bond Universal materalinin (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) etch-and-rinse adeziv özelliği kullanılmıştır (Şekil 3.11). Üretici talimatları doğrultusunda dentin yüzeyine 35% fosforik asit Select HV<sup>®</sup> Etch (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) asit 15 sn boyunca uygulanmıştır. Daha sonra diş yüzeyinden asiti tamamen uzaklaştıracak şekilde 30 sn boyunca yıkanmıştır. Islak olan dentin yüzeyi steril pamuk peletlerle nemli hale getirilmiştir. Daha sonra All-Bond Universal bondu dentin yüzeyine iki kat uygulanmıştır. Her tabakada 10- 15 sn boyunca küçük fırçalarla ovma hareketi yapılmıştır. Adezivin herhangi bir hareketi olmayana kadar 10 sn boyunca hava uygulanarak yüzeyde fazla olan solventin buharlaşması sağlanmıştır. Bu işlem sonrası parlak bir yüzey oluşmasına dikkat edilmiştir. Polimerizasyon öncesi düz dentin yüzeyine kalıp olarak 0,8 mm çapında ve 0,5 mm yüksekliğinde hazırlanan 4 adet küçük plastik tüpler olan Tygon tüpleri mine dentin sınırından en az 0,5 mm uzak olacak şekilde dentin üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 3.14). Daha sonra 1000 mW/cm<sup>2</sup> gücündeki LED ışık cihazı (VALO) ile 10 sn polimerize edilerek tüplerin dentine sabitlenmesi amaçlanmıştır. Daha sonra tüplerin içine kompozit rezin (Quadrant Universal-LC) (Tablo 3.3) dikkatlice yerleştirildikten sonra LED ışık kaynağı (Tablo 3.4) kullanılarak 20 sn polimerize edilmiştir (Şekil 3.12 ve 3.13).

**Tablo 3.2** Self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin özellikleri ve kullanım talimatları

Adeziv Sistem	Üretici	Bond matrisi	Kullanım Talimatları
<b>All Bond Universal</b> <i>Etch-and-rinse</i> Adeziv Sistem	ABU, Bisco, Inc, ABD	MDP, Bis-GMA, HEMA, etanol, su, başlatıcılar	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Adeziv 2 tabaka şeklinde uygulanır. Her tabakada 10-15 sn fırça ile ovma yapılır. Tabakalara ışık uygulanmaz.</li><li>2. 10 sn boyunca fazla olan solvent hava ile uzaklaştırılır. Adezivin hareket etmemesine dikkat edilir. Yüzey düzgün ve parlak görünmelidir.</li><li>3. Işık cihazı 10 sn uygulanır.</li></ol>
<b>Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus</b> <i>Self-Etch</i> Adeziv Sistem	Kuraray Medical Inc, JAPONYA	MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik dimetakrilatlar, dl-camphoroquinone, etil alkol, su, silanlanmış koloidal silika	<ol style="list-style-type: none"><li>1. Bond uygulayıcı fırça ile tüm kavite yüzeyine uygulanır. 10 sn beklenir.</li><li>2. Bond hareket etmeye kadar hafif basınçlı hava ile 5 sn boyunca kurutulur. Bond sıvısının saçılmasını önlemek için vakum aspiratörü kullanılır.</li><li>3. Işık cihazıyla 10 sn boyunca ışık uygulaması yapılır.</li></ol>



**Şekil 3.12** Quadant Universal-LC Kompozit Rezin



**Şekil 3.13** VALO LED ışık kaynağı

**Tablo 3.3** Kompozit Resinin Özellikleri

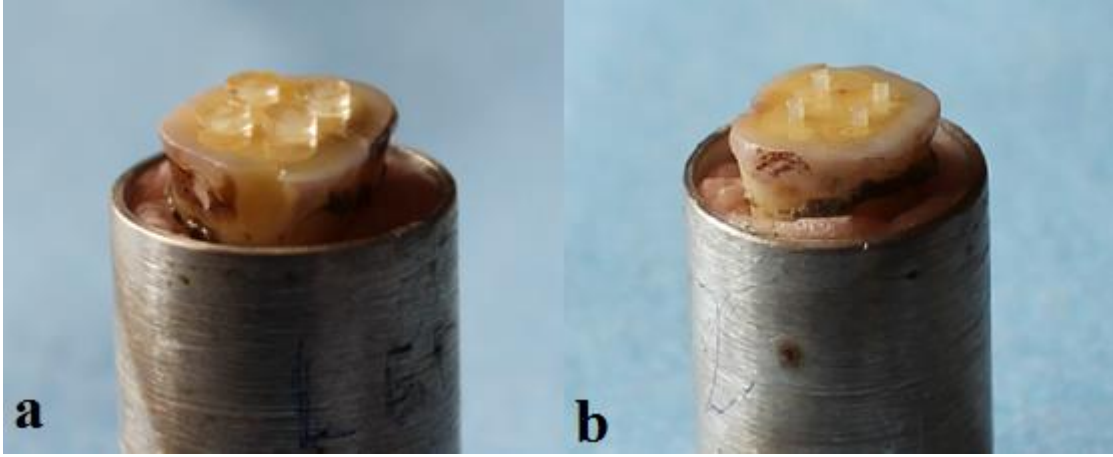
Kompozit Resin	Üretici	Tipi	Resin matriks	Doldurucu Tipi	Ortalama Partikül Boyutu	Doldurucu Hacmi %	Doldurucu Ağırlığı %
Quadrant Universal LC	Haarlem Cavex Hollanda B.V.	Üniversal Hibrit Kompozit	Metakrilat Bazlı Monomer	Silika, silikat cam and flor içerikli doldurucular	Ba-Al-F Silika (0.02-2 µm) SiO <sub>2</sub> (0.02-0.07µm)	60	75

**Tablo 3.4** LED Işık Kaynağının Özellikleri

Işık cihazı	Işık tipi	Uygulama ucunun çapı	Dalga boyu	Mod	Çıkış gücü	Kullanımı
VALO (Ultradent)	LED	9.6 mm	395 – 480nm	Standart	1000 mW/cm <sup>2</sup>	1. Her tabaka için 10 sn ve son işınlama 2. 20 sn olacak şekilde uygulanır.

### 3.5. Plastik Tüplerin Çıkarılması

Plastik tüplerin içindeki kompozit polimerizasyon işlemlerinden sonra modeller oda sıcaklığında 1 saat bekletildikten sonra kalıplar 15 numara bisturi ile kesilmiştir. Bu tüpler dış yüzeyinden ve kompozitten uzaklaştırılmıştır. Böylece 0,8 mm çapta ve 0,5 mm yükseklikte 4 adet kompozit resin silindirleri elde edilmiştir (Şekil 3.14). Bu modeller distile su içerisinde 24 saat boyunca oda sıcaklığında bekletildikten sonra test aşamasına geçilmiştir.

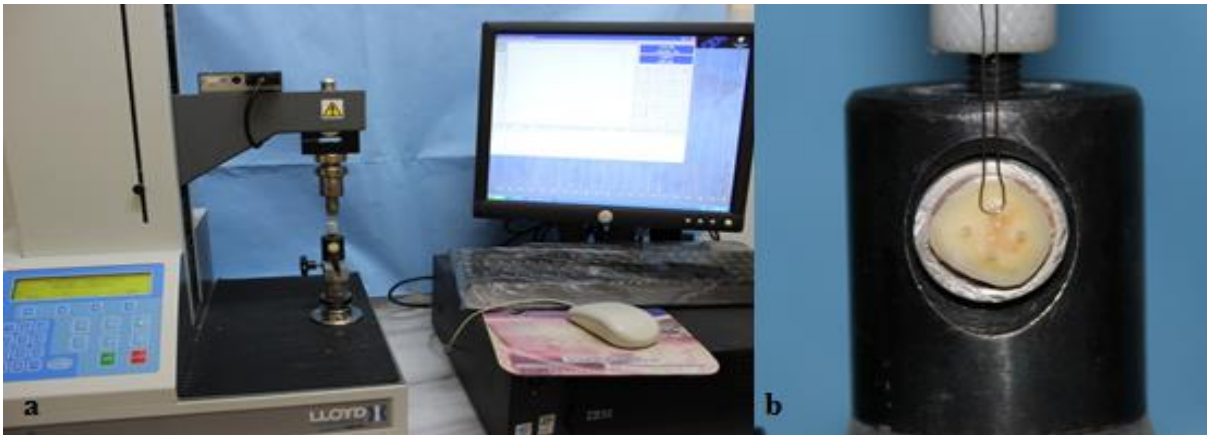


**Şekil 3.14 a)** Tygon tüplerine kompozit rezinin yerleştirilmesi **b)** Tygon tüplerini çıkarılmasıyla oluşturulan 4 adet polimerize silindir kompozit resin

### 3.6. Mikro-makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Her diş üzerine 4 adet 0,8 mm çapında ve 0,5 mm yüksekliğinde kompozit silindir oluşturularak her alt grupta 20 silindir örnek mikro-makaslama dayanım testine tabii tutuldu (n=20).

Hazırlanan örnekler mikroskop altında kontrol edildikten sonra bakır anod kalıplar üniversal test cihazındaki (LF Plus, LLOYD, Instrument, Ametek Inc, İngiltere) sıkıştırılabilen apareye yerleştirilerek sabitlenmiştir (Şekil 3.15a). 0,2 mm kalınlığında ince bir tel (Şekil 3.15b) ile kompozit silindirin ve yük ünitesinin çıkıntı yapan ucunu sarabilen ilmik halkası oluşturulmuştur. Telin dentin-kompozit resin bağlantı yüzeyine bitişik olmasına ve yük merkezinin aynı hizada olmasına dikkat edilmiştir. Makaslama kuvveti dakikada 0,5 mm hızla uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet kopma meydana gelinceye kadar devam edilmiştir ve kopmanın olduğu değer makaslama bağlanma dayanımı Mpa olarak kaydedilmiştir.



**Şekil 3.15 a)** Üniversal Test Cihazı

**b)** 0,2 mm kalınlığında ince tel ile yapılan mikro-makaslama işlemi



### 3.7. Kırılma Tipinin Değerlendirilmesi

Kırılma tipleri için, mikro-makaslama testi uygulanan her bir örneğin kırılma yüzeyleri stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya) ile 30X büyütmede incelenmiştir (Şekil 3.16). Kırılma tipleri, dentin-kompozit bağlantı noktası içinde olmuşsa adeziv kırılma, diş dokusunda ya da kompozitte olmuşsa koheziv kırılma, hem diş dokusunda ve adezivde kırılma meydana gelirse mix kırılma olarak kabul edilip değerlendirilmiştir.



Şekil 3.16 Stereomikroskop ile kırık tiplerine bakılması

### 3.8. İstatiksel Değerlendirme

Çalışmamızdan elde edilen verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden dolayı, iki yönlü Varyans Analizi ve Tukey Testi kullanılmıştır. Verilerimiz ortalama değer  $\pm$  standart sapma şeklinde belirtilmiş olup, yanılma düzeyi  $\alpha=0,05$  olarak alınmıştır. Adeziv, koheziv, mix kopma tipleri yüzdelik oranlarla sunulmuştur.

#### 4. BULGULAR

Hazırlanan örneklerin, mikro-makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulanmasında önce diş yüzeyinden ayrılan örnekler “test öncesi başarısızlık” olarak ifade edilmiştir. Çalışmamızda, test öncesi başarısızlık Tygon tüplerin diş yüzeylerinden uzaklaştırılması sırasında meydana gelmiştir. Bu örnekler hesaplamalara dahil edilmeyerek tekrarlanmıştır. Adeziv sistemlerdeki test öncesi başarısızlığa ait örnek sayıları tablo 4.1.’te verilmiştir. Bu verilere göre en fazla başarısızlık KTP lazer grubunda oluşurken, Er: YAG lazer grubunda ise hiçbir başarısızlık oluşmamıştır.

**Tablo 4.1** Adeziv sistemlere ait test öncesi başarısızlıkların sayısal dağılımı

Gruplar	n	Self-Etch Adeziv Sistem	Etch-and-Rinse Adeziv Sistem
<b>Grup 1</b> <i>Kontrol</i>	20	4	4
<b>Grup 2</b> <i>NaOCl</i>	20	5	0
<b>Grup 3</b> <i>CHX</i>	20	9	1
<b>Grup 4</b> <i>SPO</i>	20	7	7
<b>Grup 5</b> <i>Ozonlu Su</i>	20	6	3
<b>Grup 6</b> <i>KTP Lazer</i>	20	12	10
<b>Grup 7</b> <i>Er:YAG Lazer</i>	20	0	0

Self-etch adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir.

Etch-and-rinse adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.3’de verilmiştir.

Dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sisteminin her iki adeziv sistemdeki mikro-makaslama bağlanma dayanımı verilerinin istatistiksel sonuçları Tablo 4.4’te gösterilmiştir.

Stereomikroskop ile yapılan inceleme sonucunda mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan gruplarda belirlenen kopma tiplerine ait örnek sayıları Tablo 4.5’te gösterilmiştir.

**Tablo 4.2** Self-etch adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Self-Etch Adeziv Sistem	n	Minimum (Mpa)	Maksimum (Mpa)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma
<b>Grup 1</b> <i>Kontrol</i>	20	10,12	14,94	12,1460	1,35548
<b>Grup 2</b> <i>NaOCl</i>	20	12,50	19,45	16,3675	1,86421
<b>Grup 3</b> <i>CHX</i>	20	7,64	11,26	9,3450	0,88832
<b>Grup 4</b> <i>SPO</i>	20	10,80	14,62	12,4830	1,01449
<b>Grup 5</b> <i>Ozonlu Su</i>	20	10,01	18,10	12,4335	1,95767
<b>Grup 6</b> <i>KTP Lazer</i>	20	12,26	16,30	14,3690	1,10291
<b>Grup 7</b> <i>Er:YAG Lazer</i>	20	15,51	24,38	18,4400	2,14379

**Tablo 4.3** Etch-and-rinse adeziv sistem kullanılan dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sistemine ait bağlanma değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Etch-and-Rinse Adeziv Sistem	n	Minimum (Mpa)	Maximum (Mpa)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma
<b>Grup 1</b> <i>Kontrol</i>	20	8,76	17,56	13,1840	2,13123
<b>Grup 2</b> <i>NaOCl</i>	20	20,24	26,45	24,2200	1,74579
<b>Grup 3</b> <i>CHX</i>	20	8,92	12,52	10,2905	1,07099
<b>Grup 4</b> <i>SPO</i>	20	10,96	18,90	13,3800	2,01585
<b>Grup 5</b> <i>Ozonlu Su</i>	20	11,30	14,91	13,2865	1,06879
<b>Grup 6</b> <i>KTP Lazer</i>	20	12,80	19,38	16,4390	1,86223
<b>Grup 7</b> <i>Er:YAG Lazer</i>	20	17,36	24,28	20,5850	2,27364

**Tablo 4.4** Dört farklı kavite dezenfektan solüsyonu ve iki farklı lazer sisteminin adeziv sistemlere göre mikro-makaslama bağlanma dayanımı verilerinin istatistiksel sonuçları

<b>Gruplar</b>	<b>Self-Etch Adeziv Sistem</b>	<b>Etch-and-Rinse Adeziv Sistem</b>
<b>Grup 1</b> <i>Kontrol</i>	12,15±1,36 <sup>a</sup>	13,18±2,13 <sup>b</sup>
<b>Grup 2</b> <i>NaOCl</i>	16,37±1,86 <sup>A</sup>	24,22±1,75 <sup>A</sup>
<b>Grup 3</b> <i>CHX</i>	9,34±0,89	10,29±1,07
<b>Grup 4</b> <i>SPO</i>	12,48±1,01 <sup>a</sup>	13,38±2,02 <sup>b</sup>
<b>Grup 5</b> <i>Ozonlu Su</i>	12,43±1,96 <sup>a</sup>	13,29±1,07 <sup>b</sup>
<b>Grup 6</b> <i>KTP Lazer</i>	14,37±1,10 <sup>B</sup>	16,44±1,86 <sup>B</sup>
<b>Grup 7</b> <i>Er:YAG Lazer</i>	18,44±2,14 <sup>C</sup>	20,59±2,27 <sup>C</sup>

İki yönlü varyans; F= 118,102; P=0,000; (p<0,05); n=20

<sup>A,B,C</sup> Büyük ve aynı harfler yatay olarak adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak fark olan grupları göstermektedir (p<0,05).

<sup>a,b</sup> Küçük ve aynı harfler dikey olarak kavite dezenfektan grupları arasında istatistiksel olarak fark olmayan grupları göstermektedir (p>0,05).

Self-etch adeziv sistemlerde elde edilen verilere göre bağlanma dayanımı istatistiksel olarak en düşükten en yükseğe sırasıyla; CHX < Kontrol, ozonlu su, SPO < KTP < NaOCl < Er:YAG olarak bulunmuştur (p<0,05). Self-etch adeziv sistemde elde edilen verilere göre bağlanma dayanımı istatistiksel olarak en düşük CHX solüsyon grubunda bulunurken, en yüksek bağlanma dayanımı ise Er:YAG lazer grubunda bulunmuştur (p<0,05). Kontrol, ozonlu su ve SPO grupları arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur (p>0,05). Çalışmamızda kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullandığımız lazer sistemleri arasından Er:YAG lazer, KTP lazere göre istatistiksel olarak daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir (p<0,05). Kavite dezenfeksiyon solüsyon kendi aralarında değerlendirildiğinde ise NaOCl solüsyonu en fazla bağlanma dayanımı sağlamıştır (p<0,05).

Etch-and-rinse adeziv sistemde elde edilen verilere göre bağlanma dayanımı istatistiksel olarak en düşükten en yükseğe sırasıyla; CHX < Kontrol, ozonlu su, SPO < KTP < Er:YAG < NaOCl olarak bulunmuştur (p<0,05). Etch-and-rinse adeziv sistemde

elde edilen verilere göre bağlanma dayanımı istatistiksel olarak en düşük CHX solüsyon grubunda bulunurken en yüksek bağlanma dayanımı ise NaOCl grubunda bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Kontrol, ozonlu su ve SPO gruplarındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Çalışmamızda kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullandığımız lazer sistemleri arasında Er:YAG lazer, KTP lazere göre istatistiksel olarak daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ). Kavite dezenfeksiyon solüsyon kendi aralarında değerlendirildiğinde ise NaOCl solüsyonu en fazla bağlanma dayanımı sağlamıştır ( $p<0,05$ ).

Çalışmamızda kullandığımız kavite dezenfektan solüsyonları adeziv sistemlere göre kıyaslandığında, sadece NaOCl solüsyon grubunda iki adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Lazer gruplarında ise KTP ve Er:YAG lazer grupları adeziv sistemlere göre kıyaslandığında mikro-makaslama bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Kontrol, CHX, süper-oksijenli su ve ozonlu su grupları adeziv sistemlere göre kıyaslandığında mikro-makaslama bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.5** Mikro-makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan gruplardaki adeziv, koheziv ve mix kopma tiplerinin sayıları ve yüzdeleri

	Gruplar	n	Adeziv Tipi Kopma Sayısı	Koheziv Tipi Kopma Sayısı		Mix Tipi Kopma Sayısı
				Dentin	Kompozit	
Self-Etch Adeziv Sistem	Grup 1 <i>Kontrol</i>	20	20 (%100)	0	0	0
	Grup 2 <i>NaOCl</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 3 <i>CHX</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 4 <i>SPO</i>	20	18 (%90)	0	2 (%10)	0
	Grup 5 <i>Ozonlu Su</i>	20	18 (%90)	0	2 (%10)	0
	Grup 6 <i>KTP Lazer</i>	20	17 (%85)	1 (%5)	1 (%5)	1 (%5)
	Grup 7 <i>Er:YAG Lazer</i>	20	17 (%85)	1 (%5)	1 (%5)	1 (%5)
Etch-and-Rinse Adeziv Sistem	Grup 1 <i>Kontrol</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 2 <i>NaOCl</i>	20	15 (%75)	1 (%5)	2 (%10)	2 (%10)
	Grup 3 <i>CHX</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 4 <i>SPO</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 5 <i>Ozonlu Su</i>	20	19 (%95)	0	1 (%5)	0
	Grup 6 <i>KTP Lazer</i>	20	18 (%90)	1 (%5)	0	1 (%5)
	Grup 7 <i>Er:YAG Lazer</i>	20	17 (%85)	1 (%5)	1 (%5)	1 (%5)

Her iki adeziv sistemde uygulanan kavite dezenfeksiyon solüsyonlarında ve lazer sistemlerinde adeziv-dentin arayüzünde en çok karşılaşılan kopma tipinin adeziv tipi (214/240) olduğu görülmüştür. En az karşılaşılan kopma tipi ise mix tipi (6/240) olduğu görülmüştür. Tablo 4.5 incelendiğinde; en fazla adeziv kopma tipi self-etch adeziv sistemde kontrol grubunda (%100) görülürken, en düşük adeziv kopma tipi ise etch-and-rinse adeziv sistemde NaOCl solüsyon grubunda (%75) görülmüştür.

## 5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinde en büyük sorunlardan biri, kavitenin oluşturulması sırasında tamamen uzaklaştırılmamış enfekte dentin üzerine restoratif materyalin yerleştirilmesidir. Enfekte dentinin uzaklaştırılmasındaki başarısızlık mikro-sızıntıya, pulpa hassasiyetine, pulpa inflamasyonuna ve sekonder çürüklere neden olabilmektedir [1]. Çürük dentini kaldırdıktan sonra kavite duvarında, smear tabakasında ve mine-dentin birleşiminde var olan bakterileri uzaklaştırmak, yapılacak restoratif işlemin başarısını artıracaktır [1,67]. Restorasyon altında pulpayı olumsuz etkileyen ve enfeksiyona neden olan bakterileri uzaklaştırmak için kullanılan kavite dezenfektanları yaygın olarak kabul görmüştür [4].

Günümüzde kavite preparasyonu sonrası dezenfektan uygulaması, bakteriyel aktivitenin oluşturduğu potansiyel riskleri önlemede kabul gören bir uygulamadır. Kavite dezenfeksiyon yöntemleri uygulanan dişlerde adeziv sistemlerin bağlantısını araştıran birçok çalışma vardır [2,4,5,37,68]. Bağlantı testleri, adeziv sistemlerin klinik performansını tahmin etmede kullanılan önemli testlerdir. İn-vitro şartlarda bağlanma alanının büyüklüğüne göre makro ve mikro test yöntemleri kullanılmaktadır [69].

Makro test yöntemlerinde makaslama (shear) ve gerilim (tensile) bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır. Bu testler, çapı 3-6 mm (yaklaşık olarak 7-28 mm<sup>2</sup>) yüzey alanına sahip deney örneklerini test etmek amacıyla uygulanmaktadır. Ancak makro testlerde bağlanma arayüzündeki stres dağılımlarının heterojen olması ve lokal stres alanlarının varlığı bu testlerin olumsuz özellikleri arasında sayılabilir. Ayrıca oluşan kırıklar genellikle ya dentinde ya da restorasyonda koheziv kırık şeklinde meydana gelmektedir. Bu koheziv kırık adeziv sistemin bağlayıcı özelliği hakkında yeterli bilgi sunmamaktadır [69,70].

Makro testlerdeki olumsuz özellikler mikro ölçekte yeni test metotlarının kullanılmasının önünü açmıştır. Mikro testlerin ilki olan mikro-gerilim (micro-tensile) test yöntemi, 1994 yılında Sano ve ark tarafından geliştirilmiştir [64,69]. Bu test yönteminde küçük yüzey alanına (1mm<sup>2</sup> ve daha küçük) sahip örnekler oluşturulur [69,71]. Mikro-gerilim test yöntemlerinde örnek hazırlamanın zaman alması, laboratuvar işlemlerinin zor olması ve teknik hassasiyet gerektirmesi bu testin olumsuz özelliğidir. Ayrıca örnek hazırlandıktan sonra yapılan kesme işlemi

sırasında oluşan vibrasyon adeziv-dentin arayüzündeki bağlanma dayanımını olumsuz etkilemektedir [65]. Mikro-makaslama (micro-shear) bağlanma dayanımı testi ise 2002 yılında McDonough ve ark. [9] tarafından tanıtılmıştır. Mikro-makaslama testinde, diş yüzeyinde 1mm<sup>2</sup> çapındaki çok ince örnekler oluşturulabilmektedir. Bu örnekler diş yüzeyinin istenilen bölgesinde, istenilen sayıda ve test öncesi başarısızlık olduğu durumlarda örneklerin kolayca tekrar oluşturulabilmesi avantajlarındadır. Ayrıca tek diş için ortalama bağlanma değerleri elde edilebilir [62,63]. Çalışmamızda mikro-makaslama bağlanma dayanımı testini; şekillendirme işleminin mikro-gerilim test yöntemine göre kolay olması, diş yüzeyinde çok sayıda örnek elde edilmesi, dişin istenilen bölgesinde bağlantı sağlanabilmesi ve adeziv-dentin arayüzünde daha az strese maruz kalması gibi nedenlerden dolayı kullanmayı tercih ettik.

Kavite preparasyonu sonrasında dezenfektan kullanımı bakterilerin oluşturduğu toksinleri ve aktivitelerini önlemede kabul edilen bir uygulamadır. Bu uygulama için çeşitli dezenfektan solüsyonu ve yöntemi tarif edilmiştir. İdeal dentin dezenfektanı antimikrobiyal etkiye sahip olmalı ve dentin-adeziv arayüzünde bağlanma dayanımını olumsuz etkilememelidir. Bu dezenfektanlar CHX, benzalkonyum klorit, NaOCl, hidrojen peroksit, iyodin solüsyonları, O<sub>3</sub> ve lazerlerdir. Antibakteriyel özellikleri bilinen bu dezenfektan solüsyonu ve lazer sistemlerinin, adeziv sistemin tutuculuğuna etkisi tartışma konusu olmuştur [4,37]. Bu araştırmanın amacı, geleneksel kavite dezenfektanı olarak kullanılan CHX, NaOCl solüsyonlarının yanı sıra kavite dezenfeksiyonu amacıyla ilk kez kullandığımız süper-oksidede su ve ozonlu su, ayrıca KTP ve Er:YAG lazer sistemlerinin, iki farklı dentin adeziv sisteminin mikro-makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkinliğinin in-vitro olarak incelenmesidir.

Klinikte en yaygın kullanılan kavite dezenfektan ajanlarından biri NaOCl'dir. Antibakteriyel etkisinin yanı sıra ıslatabilirlik yeteneği en iyi bilinen özelliklerindedir [4]. Birçok araştırmacı NaOCl'nin dentinin permeabilitesi ve adezyonu üzerine çalışmıştır. Test yöntemlerine ve dentin adezivin içeriğine bağlı olarak, NaOCl solüsyonu uygulanan dentin yüzeyinin bağlanma dayanımını artıran [4,72-75] azaltan [76,77] veya bağlanma dayanımına etki etmeyen [78] çalışmalar ortaya konulmuştur.



Elkassas ve ark. [4] yaptıkları çalışmada çeşitli kavite dezenfeksiyon ajanlarının etch-and-rinse (Adper Single Bond 2) ve self-etch (Clearfil S<sup>3</sup> Bond) adeziv sistemlerin bukkal dentin yüzeyindeki mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. %5,25'lik NaOCl ve %2'lik CHX solüsyonları ile yapılan kavite dezenfeksiyon işlemi etch-and-rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği görülmüştür. Bunun aksine NaOCl ve CHX solüsyonları self-etch adezivin bağlanma dayanımını anlamlı olarak artırmıştır. Dentin yüzeyine uygulanan NaOCl, organik komponentleri kaldırarak dentin yüzeyini hidroksiapatit kristallerinden zengin hale geldiği ifade edilmiştir. Böylece dentin yüzeyine uygulanan self-etch adeziv sistemin kimyasal bağlanmasının arttığını bildirmişlerdir.

Vargas ve ark. [78] çalışmalarında asit uygulaması sonrası %5'lik NaOCl'ye maruz kalan dentinin iki farklı etch-and-rinse adeziv sistemin (Scotchbond Multi Purpose ve All-Bond 2) makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. 120 sn uygulanan NaOCl, Scotchbond Multi Purpose adezivin dentine bağlanma dayanımına etkisi önemsiz bulunmuştur. Ancak All-Bond 2 örneklerin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak kollajen tabakanın rezin-dentin bağlanma dayanımına önemli etkisi olmadığı, hatta kollajen tabakasının kaldırılmasının bazı adezivlerin bağlanma dayanımı açısından faydalı olduğu ifade edilmiştir.

Taniguchi ve ark. [72] çalışmalarında normal ve çürükten etkilenmiş dentine NaOCl uygulamasının self-etch adezivler (Bond Force ve Clearfil Protect Bond) üzerine etkilerini incelemişlerdir. Örneklerin oklüzal dentin yüzeyine %6'luk NaOCl uygulandıktan sonra self-etch adezivler uygulanmıştır. Normal dentine 15 sn NaOCl uygulanması self-etch adezivin mikro-gerilim bağlanma dayanımını olumsuz etkilemezken, çürükten etkilenmiş dentine uygulanması ise bağlanma dayanımını güçlendirdiğini bildirmişlerdir.

Saboia ve ark. [79] çalışmalarında dentin kollajenin kaldırılmasının iki farklı etch-and-rinse adeziv sistemin (Prime & Bond 2.1 ve Single Bond) makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. Asit uygulamasında sonra dentin kollajenin uzaklaştırılması için 60 sn boyunca %10'luk NaOCl uygulanması aseton bazlı Prime & Bond 2.1'un bağlanma dayanımını anlamlı olarak artırmış ancak

etanol/su bazlı Single Bond'un bağlanma dayanımını azaltmıştır. Bağlanma dayanımındaki artışı, aseton bazlı adezivlerin dentin yüzeyindeki suyu uzaklaştırma kapasitesi ve difüzyonun iyi olmasıyla açıklamışlardır.

Prati ve ark. [80] çalışmalarında çeşitli dentin yüzey uygulamalarının makaslama bağlanma dayanımını üzerine etkilerini incelemişlerdir. Dentin disklere fosforik asit uygulanması sonrası NaOCl uygulanmış grupta etch-and-rinse adezivin (Optibond FL) makaslama bağlanma dayanımı yüksek bulurken, self-etch adezivlerin (Scotchbond MP ve 3M Single Bond) bağlanma dayanımı değerleri düşük bulunmuştur. Bu çalışmada elde edilen SEM görüntülerine göre, dentin yüzeyine asit uygulamasından sonra NaOCl'nin uygulanması dentin tübül ağzlarının çaplarının artmasına neden olduğunu ifade etmişlerdir.

Phrukkanon ve ark. [74] demineralize sığır dentin yüzeylere fosforik asit sonrası %12,5 NaOCl uygulamasının etch-and-rinse adezivlerin gerilim bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. NaOCl, asitlenmiş dentin yüzeyine 0 (kontrol), 30, 60 ve 120 sn uygulandıktan sonra etch-and-rinse adezivler (One Coat Bond ve Single Bond) uygulanmıştır. Her iki adeziv sistemde de, 60 sn NaOCl uygulaması kontrol ve diğer gruplara göre daha yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini ifade etmişlerdir. Ayrıca demineralizasyondan dolayı dentindeki bozulmuş yüzeylere, asit ve NaOCl uygulanması yalnızca asit uygulanan yüzeye göre daha pürüzlü ve açık tübül ağzları elde edildiği bildirilmiştir.

Arias ve ark. [75]'ları çalışmalarında sığır anterior dişlerin fasial dentin yüzeyine asit uygulanmasının ardından %10'luk NaOCl jeli ve %10'luk NaOCl solüsyonunu uygulamasının farklı adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. %10'luk NaOCl solüsyonun etch-and-rinse adeziv sistemin (Gluma One Bond) bağlanma dayanımını anlamlı olarak artırdığı, diğer etch-and-rinse adezivlerin (Prime & Bond 2.1, Single Bond ve Prime & Bond NT) bağlanma dayanımlarına olumsuz etki etmediğini gözlemlemişlerdir. %10'luk NaOCl jeli ise çalışmalarında kullandıkları adezivlerin bağlanma dayanımına olumsuz bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Osorio ve ark. [76]'nın çalışmalarında NaOCl ve fosforik asitin insan molar dentinine olan makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Yüzey düzenleme işlemini ya %35'lik fosforik asitle ya da %5'lik NaOCl solüsyonuyla

yapmışlardır. NaOCl uygulaması, asitlenmiş dentinden daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir.

Prasansuttiporn ve ark. [77] çalışmalarında NaOCl uygulanmış dentin yüzeyinde oksidasyonu azaltan ajanların (askorbat solüsyonu, rosmarinik asit ve Accel) mikro-gerilim bağlanma dayanımı üzerine etkinliği değerlendirilmiştir. Dentin yüzeylerine %6'lık NaOCl solüsyonu 30 sn uygulanması sonucunda self-etch adeziv sistemin (Clearfil Protect Bond) bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bu düşük bağlanma dayanımının dentin yüzeyinde artık NaOCl kalması ve adezivin polimerizasyonunu olumsuz etkilemesinden kaynaklandığı bildirilmiştir.

Bu çalışmada, kavite dezenfeksiyonu amacıyla geleneksel olarak kullanılan %5,25 NaOCl solüsyonu koronal dentin yüzeyine 60 sn boyunca uygulanması sonrasında iki farklı dentin adeziv sistemin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi araştırılmıştır. NaOCl solüsyonu ile kavite dezenfeksiyonu yapıldıktan sonra uygulanan self-etch adeziv sistemin (Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus) bağlanma dayanımı istatistiksel olarak kontrol grubuna göre yüksek olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Ayrıca çalışmamızda kullandığımız tüm dezenfeksiyon işlemleri arasında en yüksek bağlanma dayanımı NaOCl solüsyon grubunda görülmüştür ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, NaOCl solüsyonu ile kavite dezenfeksiyonu yapıldığında self-etch adeziv sistemin (Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus) mikro-makaslama bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırmaktadır. Bizim çalışma sonuçlarına, Elkassas ve ark. [4]'nin yaptıkları çalışma sonuçları paraleldir. Ayrıca, çalışmalarında kullandıkları NaOCl solüsyonunun konsantrasyonu, uygulama süresi, kullanılan test yöntemi ve adeziv içeriğindeki benzerlikler olduğu görülmüştür. Bu çalışma sonuçları, Prati ve ark. [80], Prasansuttiporn ve ark. [77] ve Reddy ve ark. [81] yaptıkları çalışmaların sonuçları ile çelişmektedir. Bunun nedeni olarak, NaOCl'nin konsantrasyonu, uygulanma süresi, adezivin içeriği [77,80,81] ve test yöntemindeki farklılıklardan [77,80] kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bu çalışmada, kavite dezenfektanı olarak NaOCl kullanıldığında etch-and-rinse adeziv sistemin (Bisco All-Bond Universal) mikro-makaslama bağlanma dayanımı değerleri tüm gruplara göre istatistiksel olarak yüksek olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Kavite dezenfeksiyonu olarak kullanılan NaOCl'nin, etch-and-rinse adeziv

sistemin bağlanma dayanımını artıran çalışmaların sonuçları [74,75,78-80] bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir. Bizim çalışma ve yukarıdaki çalışma sonuçlarına zıt olarak, Elkassas ve ark. [4]'nin yaptıkları çalışmalarında NaOCl'nin, etch-and-rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımını olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Bunun nedeninin, dişlerin oklüzal yüzeyleri değil de bukkal yüzeylerinin kullanılmasından, yüzey düzenleme koşullarındaki farklılıklardan (180 gritlik zımpara) ve kullanılan asitin yıkanma süresinin az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca, Saboia ve ark. [79] etch-and-rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımını azalttığını vurgulamışlardır. Bunun nedeni, bizim çalışmamızdan farklı olarak, yüksek konsantrasyonlu NaOCl (%10) kullanması, örneklerin mesial/distal duvarlarda oluşturulması, adezivin içeriğindeki ve test yöntemindeki gibi farklılıklara bağlı olabilir.

Kavite dezenfeksiyonu amacıyla klinikte en çok kullanılan solüsyonlardan bir diğeri ise CHX'dir. Gram negatif ve pozitif bakterilere karşı geniş spektrumlu antibakteriyel etki gösteren bir antiseptiktir. Toksisitesinin düşük olması, bakteri hücre duvarı ve ekstrasellüler polisakkaritler gibi negatif yüzeylere afinite göstermesi sebebiyle oldukça tercih edilen dezenfektanlardandır [82].

Ercan ve ark. [37] çalışmalarında kavite dezenfektanların dentin yüzeyine uygulanan iki farklı adeziv sistemin makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. %2 CHX'nin 20 sn uygulanması, self-etch adezivlerin (Clearfil SE Bond) bağlanma dayanımı değerini azalttığı, etch-and-rinse adezivlerin (Prime & Bond NT) ise bağlanma dayanımına olumsuz etki etmediği bildirilmiştir.

Reddy ve ark. [81] çeşitli kavite dezenfeksiyon solüsyonlarının dentin yüzeyine uygulanan self-etch adeziv sistemlerin (Adper SE Plus ve Adper Easy One) mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. %2'lik CHX ve NaOCl solüsyonlarının 20 sn uygulanması bağlanma dayanımlarını olumsuz etkilediği bildirilmiştir.

Gürkan ve ark. [83] çalışmalarında kavite dezenfektanı olarak CHX çürüksüz molar dişin bukkal dentin yüzeylerine uygulanmasının etch-and-rinse adeziv sistemin (Permagen) makaslama bağlanma dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. CHX'nin asitten önce veya sonra uygulamasının kompozit rezinin bağlanma dayanımını düşürdüğü ifade etmişlerdir.

Soares ve ark. [68] çalışmalarında indirekt restorasyonların yapıştırılması sırasında CHX'nin sığır dentine asit uygulamasından önce ya da sonra uygulanmasının etch-and-rinse adezin sistemin (Adper Single Bond 2) mikro-gerilim bağlanma dayanımına olan etkisini incelemiştir. Sonuç olarak, CHX solüsyonunun (10 sn uygulanması) asit uygulamasından önce veya sonra uygulanmasının bağlanma dayanımına olumsuz etki etmediği görülmüştür.

Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak kullanılan %2'lik CHX solüsyonu hem self-etch hem de etch-and-rinse adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımlarını kontrol grubuna göre istatistiksel olarak düşürmüştür ( $p<0,05$ ). Çalışmamızda kullandığımız tüm dezenfeksiyon prosedürleri arasında istatistiksel olarak en düşük bağlanma dayanım değeri CHX grubunda görülmüştür ( $p<0,05$ ). CHX ile dezenfeksiyon sonrası, her iki adeziv sistemin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında, farklar istatistiksel önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Ayrıca CHX NaOCl solüsyonuna göre çok daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, kavite dezenfeksiyonu olarak CHX solüsyonu kullanılması self-etch adeziv sistemlerinin (Clearfil S<sup>3</sup> Bond Plus) dentine bağlanma dayanımını olumsuz etkilemiştir. Elde ettiğimiz bu sonuçlar, Ercan ve ark. [37], Reddy ve ark. [81], Gürkan ve ark. [83], Çelik ve ark. [84], Kapdan ve Öztaş [85]'in sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bu sonuçların aksine, Elkassas ve ark. [4] kavite dezenfektanı olarak CHX kullanıldığında self-etch adeziv sistemin bağlanma dayanımını artırdığını ifade etmişlerdir. Bunun nedeninin, dişlerin oklüzal yüzeyleri değil de bukkal yüzeylerinin kullanılmasından, yüzey düzenleme koşullarındaki farklılıklardan (180 gritlik zımpara) ve kullanılan asitin yıkanma süresinin az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bir diğer farklı sonuç da, Öznurhan ve ark. [86]'larının yaptıkları çalışmadır. Bu çalışmanın sonuçlarının, bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedeni, süt diş dentini kullanmalarına, adezivin içeriğindeki farklılıklara, farklı yüzey düzenlemelerine, dezenfeksiyon süresinin kısa olmasına bağlanabilir.

Kavite dezenfektanı CHX kullanılması, etch-and-rinse adeziv sistemlerinin (Bisco All-Bond Universal) dentine bağlanma dayanımını da olumsuz etkilediği görülmüştür. Bu sonuçlar, Elkassas ve ark. [4] çalışma sonuçlarıyla uyumludur. Ancak Ercan ve ark. [37] ve Soares ve ark. [68] çalışmalarının sonuçlarıyla

çelişmektedir. Bunun nedeni, CHX'in uygulama süresinin az olmasına, test yöntemlerinin farklı olmasına [37,68] ve sığır dişi [68] kullanılmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Son yıllarda kullanılan dezenfektan solüsyonlarından biri de süper-oksidedir. İnsan dokularına zarar vermemesi, toksik özelliğinin olmaması ve ucuz olması bu dezenfektanın olumlu özelliklerindedir. Tuz içeren suyun elektrolizi sonucu süper okside radikalleri oluşur. Bu radikaller antimikrobiyel etkiye sahiptir. Mikroorganizmalar üzerine etkinliği nedeniyle sert yüzey dezenfeksiyonunda da kullanılır. Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak kullandığımız süper-oksidede su ile ilgili literatür taramasında çoğunlukla mikrobiyolojik çalışmaların yapıldığı görülmüştür [40,87,88]. Çalışmamızda antibakteriyel özelliği olan bu solüsyonun kavite dezenfektanı olarak kullandıktan sonra, dentin yüzeyine uygulanan self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkilerini araştırdık.

Landa-Solis ve ark. [40] yaptıkları çalışmada nötral pH'lı SPO'nun Triptik soy agara ekilen *E. coli*, *S. aureus*, *P. aeruginosa* ve *C. albicans* gibi mikroorganizmaların üzerine etkinliği değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, SPO'nun 30 sn uygulanması patojenlerin tamamını inaktive etmede yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

Selkon ve ark. [87] endoskop dezenfeksiyonu ile ilgili yaptıkları çalışmada SPO'nun (redoks potansiyeli >650mV, pH:5.0-6.5) *S. aureus*, *E. coli*, *C. albicans*, *E. faecalis*, *P. aeruginosa* gibi çeşitli mikroorganizmalar üzerine etkinliğini araştırmışlardır. SPO'nun 120 sn boyunca uygulanması mikroorganizmaların büyük kısmını elimine ettiğini ifade etmişlerdir.

Rossi-Fedele ve ark. [88] sığır dişlerin kök kanalında %4 NaOCl ve SPO (Sterilox) irrigasyon solüsyonlarının *E. faecalis* üzerine antibakteriyel etkilerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak, NaOCl solüsyonunun bütün bakterileri öldürdüğünü, SPO solüsyonunun ise bakterilerin tamamını elimine edemediğini bildirmişlerdir.

Kunawarote ve ark. [89] hafif asidik HOCl solüsyonunun, dentine uygulanan self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) mikro-gerilim bağlanma dayanımına

etkisini değerlendirmişlerdir. Farklı konsantrasyonlarda uygulanan HOCl solüsyonunun bağlanma dayanımına etkisini önemsiz olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak SPO kullanıldıktan sonra, dentin yüzeyine uygulanan self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımları kontrol grubu ile kıyaslandığında aralarındaki farklar istatistiksel olarak anlamsız bulundu ( $p>0,05$ ). SPO, geleneksel olarak kullanılan kavite dezenfektanlarından biri olan CHX ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanımı istatistiksel olarak artırdığı, bir diğeri olan NaOCl ile karşılaştırıldığında ise bağlanma dayanımını azaltmıştır ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, SPO kavite dezenfektanı olarak kullanıldığında, adeziv sistemlerin bağlanma dayanımına etkisi bulunamamıştır. Literatürde, SPO'nun dentine olan bağlanma dayanımına etkisini araştıran bir çalışma bulunmazken, SPO'nun etken maddesi ile aynı olan HOCl solüsyonunun dentine olan bağlanma dayanımına etkisini araştıran sadece bir çalışmaya rastlanmıştır [89]. Kunawarote ve ark. [89]'nın elde ettikleri bağlanma dayanımı sonuçları, bizim SPO'un bağlanma dayanımına ait bulguları desteklemektedir.

Ozon yapısı ve özellikleriyle birçok etkiye sahip dezenfeksiyon solüsyonudur. Antimikrobiyal (bakterisidal, virisidal ve fungisidal) etkisinin yanında hemostatik, analjezik, detoksikasyon, anti-inflamatuvar ve oksidasyon potansiyeli vb. gibi birçok özelliklere sahiptir. Ozonun oksidasyon potansiyeli bakteri ve mantarların hücre duvarı ve sitoplazmik membranındaki glikoproteinlere, glikolipitlere ve aminoasitlere zarar vererek membranın geçirgenliğini artırarak yaşam fonksiyonlarını durdurur [43,44]. Ozonun gaz ve su formu bakteri, mantar, protozoa ve virüslere karşı güçlü etki gösterdiği ifade edilmektedir. [45].

Öznurhan ve ark. [86] süt dişi dentinine uygulanan CHX, ozon gazı, ozonlu su ve KTP lazerin, self-etch adeziv sistemin (Adper Prime and Bond NT) mikro-gerilim bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Ozonlu su ve KTP lazer bağlanma dayanımını artırırken, ozon gazı bağlanma dayanımını düşürmüştür. Ayrıca CHX solüsyonunun bağlanma dayanımına etki etmediğini ifade etmişlerdir.

Pithon ve ark. [90] ozonlu suyun mine yüzeyine farklı adezivlerle yapııştırılan ortodontik braketlerin makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler.

Ozonlu suyun mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

Pires ve ark. [91] mine yüzeyine uygulanan ozon gazının self-etch (AdheSE®) ve etch-and-rinse adeziv (Excite®) sistemlerin makaslama bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmişlerdir. Her iki adeziv sistemde de ozon gazı uygulanması bağlanma dayanımına olumsuz etki etmediği ifade etmişlerdir. Ayrıca ozon uygulanmış etch-and-rinse adeziv sistemin self-etch adeziv sisteme göre bağlanma değerleri yüksek olduğunu görmüşlerdir.

Kapdan ve Öztaş [85] dezenfeksiyon amacıyla süt dişi dentinine CHX solüsyonu ve ozon gazı uygulamasının self-etch adeziv sistemin (Prime & Bond NT) mikro-gerilim bağlanma dayanımına olan etkisini incelemişlerdir. Ozon gazının bağlanma dayanımına etkisi önemsiz bulunurken, CHX solüsyonu bağlanma dayanımını düşürdüğünü ifade etmişlerdir.

Çehrelî ve ark. [92] çalışmalarında ozon uygulaması sonrası premolar mine yüzeyine self-etch (Transbond Plus SEP) ve etch-and-rinse adeziv (Transbond XT Primer) sistemlerle yapıştırılan ortodontik braketlerin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Ortodontik braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması öncesinde ozon uygulamasının makaslama bağlanma dayanımına istatistiksel olarak olumsuz etkisi olmadığı ifade edilmiştir ( $p>0,05$ ).

Çalışmamızda kavite dezenfektanı olarak kullandığımız ozonlu su solüsyonu kontrol ve SPO gruplarıyla kıyaslandığında aralarındaki farklar istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Ozonlu su, CHX ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak bağlanma dayanımını artırırken, NaOCl ile karşılaştırıldığında ise bağlanma dayanımını azaltmıştır ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, ozonlu suyun kavite dezenfektanı olarak kullandıktan sonra dentin yüzeyine uygulanan self-etch ve etch-and-rinse adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımları üzerine etkisi bulunamamıştır. Ozon gazı ile kavite dezenfeksiyonu yapılan birçok çalışmada (85,91,92) ozon gazının adezivlerin bağlanma dayanımına etkisiz olduğunu vurgulamışlardır. Bu sonuçlarda bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir. Bizim çalışma sonuçlarımızın aksine, Öznurhan ve ark. [86] kavite dezenfektanı olarak ozonlu suyun kullanılmasının self-etch adeziv sistemin bağlanma dayanımını artırdığını ifade etmişlerdir. Bunun nedeninin, süt dişi kullanmaları, ozonlu suyun



ppm değerinin bizim çalışmamızdan düşük olması, uygulama süresinin az olması ve kullanılan test yöntemlerindeki gibi farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Lazerler sert ve yumuşak dokulara etkileri sayesinde diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuştur. Restoratif diş hekimliğinde lazerler, mine ve dentin dokularını pürüzlendirmede, çürüğü temizlemede, dentin hassasiyet tedavilerinde ve kavite dezenfeksiyonunda kullanılabilir. Lazerler etkilerini fotokimyasal, fototermik, fotoablasyon ve fotomekanik şeklinde gösterir [93]. Er:YAG lazer sistemleri, lazer enerjisi ile suyun hidrokinetik enerjisinin birleşmesi sonucunda hedef dokudaki sıcaklığı 100°C çıkardığı zaman doku içerisindeki su buharlaşmakta ve “ablasyon” adı verilen bir olay meydana gelmektedir [94]. KTP lazer dalga boyu yarıya indirilmiş bir Nd:YAG lazerdir. İnce fiber-optik kablo (200 ve 300µm çapında) yardımıyla hedef dokuya temas ederek uygulanır [47].

Güven ve ark. [95] Er:YAG lazer ve freze dentin yüzeyi düzenlenmesinin farklı adeziv sistemlerin makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Er:YAG lazer freze göre self-etch adeziv sistemlerden biri olan Adper SE Plus Bond'un bağlanma dayanımını artırırken, bir diğeri olan Clearfil S<sup>3</sup> Bond'da bağlanma dayanımını arttırmasına rağmen, istatistiksel olarak fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Visuri ve ark. [96] yüzey düzenlemesi (Er:YAG lazer, frez ve asit) yapılan dentine kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Er:YAG lazer uygulanan örnekler frez ya da frez/asit uygulanan örneklere göre daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.

Çelik ve ark. [97] Er:YAG lazer ile dentin pürüzlendirme işleminin geleneksel yöntem (frez) göre adeziv sistemin makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Er:YAG lazer geleneksel yöntem göre self-etch adezivin (Clearfil S<sup>3</sup> Bond) bağlanma dayanımını arttırdığı ifade edilmiştir.

Ramos ve ark. [98] çalışmalarında aşınmış dentine uygulanan çeşitli yüzey düzenlemelerinin (elmas frez, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler) etch-and-rinse adeziv (Single Bond) ve self-etch adeziv sistemin (Clearfil SE Bond) mikro-gerilim bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. En yüksek bağlanma dayanım değeri Er,Cr:YSGG lazerler (1,5W) uygulanan self-etch adeziv sisteminde bulunmuştur.

Er:YAG lazer uygulaması ise her iki adeziv sistemin bağlanma dayanımını arttırmasına rağmen aralarında istatistiksel fark bulunmadığı ifade edilmiştir.

Shababi ve ark. [99] kavite hazırlığı için elmas frez, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin etch-and-rinse adeziv sistemin (Adper Single Bond) gerilim bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Er:YAG lazerin freze ve Er,Cr:YSGG lazere göre bağlanma değerini anlamlı olarak artırdığını bildirmişlerdir.

Shafiei ve ark. [100] kavite dezenfeksiyon solüsyonu (%2 CHX), su ya da hava soğutmalı Er,Cr:YSGG lazerin indirekt restorasyon yapıştırıcı simanların makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırmışlardır. En yüksek bağlanma değerini su soğutmalı Er,Cr:YSGG lazer grubunda bulmuşlardır.

Çelik ve ark. [84] kavite dezenfeksiyonu için kullanılan CHX ve Er,Cr:YSGG lazerin etch-and-rinse (Adper Single Bond 2) ve self-etch (Clearfil SE Bond ) adeziv sistemlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımını incelemişlerdir. Er,Cr:YSGG lazer etch-and-rinse adezivin bağlanma dayanımını artırdığı gözlenmiştir. Self-etch adezivlerde ise lazer bağlanma dayanımı artırırken, CHX bağlanma dayanımını azalttığını belirtilmiştir.

Wen ve ark. [101] farklı parametrelerde kullanılan Nd:YAG lazerin mine yüzeyine uygulanan etch-and-rinse adeziv (Adper Single Bond2) sistemin gerilim bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler. Lazer parametreleri kıyaslandığında bağlanma dayanımını en yüksek 1,5W gücünde görüldüğünü belirtilmiştir. Ayrıca Nd:YAG lazer öncesinde fosforik asitin (%35) kullanılması bağlanma dayanımını azaltırken, lazer sonrası asitin kullanılması bağlanma dayanımını artırdığı ifade etmişlerdir.

Rolla ve ark. [102] insan dentinine uygulanan farklı adezivlerin mikro-gerilim bağlanma dayanımına Nd:YAG lazerin (0,9W) etkisini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, Nd:YAG lazer self-etch adeziv sistemlerin (Tyrian SPE/One-Step Plus ve Adper Prompt L-Pop) bağlanma dayanımını artırırken, etch-and-rinse adeziv sistemde (Single Bond) ise bağlanma dayanımına olumsuz etkisi olmamıştır. Ayrıca her iki adeziv sistem birbirleriyle karşılaştırıldığında etch-and-rinse adeziv sistemin bağlanma dayanımı self-etch adeziv sistemden yüksek olduğu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, farklı çalışma mekanizmalarına sahip Er:YAG ve KTP lazer sistemlerini kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılmasını takiben dentine

uygulanan adeziv sistemlerin mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkilerini araştırmayı hedefledik. Self-etch adeziv sistemlerde; tüm dezenfeksiyon grupları arasında istatistiksel olarak en yüksek bağlanma dayanımı değerleri Er:YAG lazer grubunda bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Etch-and-rinse adeziv sistemlerde ise; en yüksek bağlanma dayanımı NaOCl grubunda görülürken, ondan sonra en yüksek bağlanma dayanımı değeri Er:YAG lazer grubunda görülmüştür ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, Er:YAG lazer kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanıldığında adeziv sistemlerin dentin yüzeyindeki bağlanma dayanım değerlerini önemli düzeyde artırmaktadır. Yukarıda bahsi geçen Er:YAG [84,95,96,98,99] ve Er,Cr:YSGG lazer [84,98-100] ile yapılmış adeziv sistemlere ait bağlanma dayanım test sonuçları bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir.

Her iki adeziv sistemde; KTP lazerin bağlanma dayanımı CHX, SPO, ozonlu su ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Ayrıca, lazer sistemleri kendi aralarında karşılaştırıldığında KTP lazerin bağlanma dayanımı değerleri Er:YAG lazere göre düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Sonuç olarak, KTP lazer kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanıldığında adeziv sistemlerin dentin yüzeyindeki bağlanma dayanım değerlerini artırmaktadır. Yukarıda bahsedilen KTP [86] ve Nd:YAG lazer [101,102] ile yapılmış adeziv sistemlere ait bağlanma dayanım test sonuçları bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir.

Adeziv-dentin birleşiminde kopma tipleri adeziv, kohesiv ve mix kopma tipleri olmak üzere 3'e ayrılmaktadır. Çalışmamızda kırılma tipleri incelendiğinde adeziv-dentin arayüzünde en çok karşılaşılan kopma tipinin adeziv tipi (214/240) olduğu görülmüştür. En az karşılaşılan kopma tipi ise mix tipi (6/240) olduğu görülmüştür. Elkassas ve ark. [4] çalışmalarında etch-and-rinse adeziv kullanılan gruplarda çoğunlukla adeziv tipi kırılma olduğunu ifade etmişlerdir. Çelik ve ark. [84] ise lazer ve kavite dezenfektan uygulanan gruplarda en fazla kopma tipinin adeziv tipi olduğunu bildirmişlerdir.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

### 6.1. Sonuçlar

Bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. %2'lik CHX solüsyonu ile kavite dezenfeksiyon işlemi yapıldıktan sonra dentine uygulanan adeziv sistemlerin (self-etch ve etch-and-rinse) mikro-makaslama bağlanma dayanımını düşürmüştür.
2. %5,25'lik NaOCl solüsyonu, kavite dezenfeksiyon işlemi yapıldıktan sonra dentine uygulanan adeziv sistemlerin (self-etch ve etch-and-rinse) mikro-makaslama bağlanma dayanımını arttırmaktadır.
3. Süper-okside su ile kavite dezenfeksiyon işlemi yapıldıktan sonra dentine uygulanan adeziv sistemlerin (self-etch ve etch-and-rinse) mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkisi bulunmamaktadır.
4. Ozonlu su ile kavite dezenfeksiyon işlemi yapıldıktan sonra dentine uygulanan adeziv sistemlerin (self-etch ve etch-and-rinse) mikro-makaslama bağlanma dayanımına etkisi bulunmamaktadır.
5. Lazer sistemleri (Er:YAG ve KTP) ile kavite dezenfeksiyon işlemi yapıldıktan sonra dentine uygulanan adeziv sistemlerin (self-etch ve etch-and-rinse) mikromakaslama bağlanma dayanım değerlerini arttırmaktadır. Er:YAG lazer, KTP lazere göre mikro-makaslama bağlanma dayanımını daha çok artırmıştır.
6. Self-etch adeziv sistem kullanıldığı zaman, kavite dezenfeksiyon prosedürleri arasında en yüksek bağlanma dayanımı Er:YAG lazer grubunda görülmüştür.
7. Etch-and-rinse adeziv sistem kullanıldığı zaman, kavite dezenfeksiyon prosedürleri arasında en yüksek bağlanma dayanımı NaOCl solüsyon grubunda bulunmuştur.
8. Adeziv sistemler kendi aralarında karşılaştırıldığında etch-and-rinse adeziv sistemin self-etch adeziv sisteme göre bağlanma dayanımı daha yüksek bulunmuştur.

## 6.2. Öneriler

Er:YAG ve KTP lazer sistemleri kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanıldığında antibakteriyel özelliklerinin yanı sıra bağlanma dayanımını artırmasından dolayı önerilmektedir. Ayrıca, toksik özelliği olmayan ve bağlanma dayanımına olumsuz etkisi bulunmayan süper-oksijenli su ve ozonlu suyun kavite dezenfektanı olarak kullanılması önerilmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

- [1] Imazato, S., Torii, Y., Takatsuka, T., Inoue, K., Ebi, N., Ebisu, S. (2001). Bactericidal effect of dentin primer containing antibacterial monomer methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) against bacteria in human carious dentin. *J Oral Rehabil*, 28(4):314-319.
- [2] Sharma, V., Rampal, P., Kumar, S. (2011). Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants–SEM study. *Contemp Clin Dent*, 2(3):155-159.
- [3] Schouboe, T. and Macdonald, J. (1962). Prolonged viability of organisms sealed in dentinal caries. *Arch Oral Biol*, Jul-Aug;7:525-526.
- [4] Elkassas, D.W., Fawzi, E.M., El Zohairy, A. (2014). The effect of cavity disinfectants on the micro-shear bond strength of dentin adhesives. *Eur J Dent*, 8(2):184-190.
- [5] Meiers, J.C., Kresin, J.C. (1996). Cavity disinfectants and dentin bonding. *Oper Dent*, 21(4):153–159.
- [6] Sharma, V., Nainan, M.T., Shivanna, V. (2009). The effect of cavity disinfectants on the sealing ability of dentin bonding system: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 12(3):109–113.
- [7] Mohammed, H.A., Ali, G., Baroudi, K. (2014). The Effect of Different Disinfecting Agents on Bond Strength of Resin Composites. *Int J Dent*, 2014:231235. doi: 10.1155/2014/231235.
- [8] Packham, D. E. (Ed.). (2006). Handbook of adhesion, John Wiley & Sons.
- [9] McDonough, W.G., Antonucci, J.M., He, J., Shimada, Y., Chiang, M.Y., Schumacher, G.E., Schultheisz, C.R. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17):3603-3608.
- [10] Zero, D.T. (1999). Dental caries process. *Dent Clin North Am*, 43(4):635-664.
- [11] Bratthall, D., Hänsel, P. G., Sundberg, H. (1996). Reasons for the caries decline: what do the experts believe? *Eur J Oral Sci*,104:416–422.
- [12] Van Houte, J. (1994). Role of micro-organisms in caries etiology. *J Dent Res*,73(3):672-681.
- [13] Lingstrom, P., Van Houte, J., Kashket, S. (2000). Food starches and dental caries. *Crit Rev Oral Biol Med*, 11(3):366-380.
- [14] Selwitz, R.H., Ismail, A.I., Pitts, N.B. (2007). Dental caries. *Lancet*, 369(9555):51-59.
- [15] Duchin, S., Van Houte, J. (1978). Relationship of Streptococcus mutans and lactobacilli to incipient smooth surface dental caries in man. *Arch Oral Biol*, 23(9):779-786.
- [16] Ellen, R.P., Banting, D.W., Fillery, E.D. (1985). Streptococcus mutans and Lactobacillus detection in the assessment of dental root surface caries risk. *J Dent Res*, 64(10):1245-1249.
- [17] Mantzourani, M., Fenlon, M., Beighton, D. (2009). Association between Bifidobacteriaceae and the clinical severity of root caries lesions. *Oral Microbiol Immunol*, 24(1):32–37.

- [18] Loesche, W.J. (1986) Role of Streptococcus mutans in human dental decay. *Microbiol Rev*, 50(4):353–380.
- [19] Clarke, J. K. (1924). On the bacterial factor in the aetiology of dental caries. *Br J Exp Pathol*,5(3):141-147.
- [20] Heymann, H.O., Swift Jr, E.J., Ritter, A.V. (2014). Sturdevant's art & science of operative dentistry. Elsevier Health Sciences.
- [21] Balakrishnan, M., Simmonds, S.R., Tagg, J.R. (2000). Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust Dent J*, 45(4):235-245.
- [22] Marsh, P.D. and Martin, M.V. (2001). Oral Microbiology-4.Ed., Bodmin, Cornwall: MPG Boks Ltd.
- [23] Bartoloni, J.A., Chao, S.Y., Martin, G.C., Caron, G.A. (2006). Dental caries risk in the US Air Force. *J Am Dent Assoc*,137(11):1582-1591.
- [24] Erganiş, O. ve Öztürk, A. (2003). Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji, Nobel Matbaacılık, 91-109.
- [25] Çakır, F.Y., Gürkan S., Attar, N. (2010). Çürük Mikrobiyolojisi. *Hacettepe Dis Hek Fak Derg*, 34(3-4):78-91.
- [26] Cengiz, A.T., Mısırlıgil, A., Aydın, M. (2004). Tıp ve Dişhekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji, Güneş Kitapevi, Ankara.
- [27] Keltjens, H., Schaeken, T., Van der Hoeven, H. (1993). Preventive aspects of root caries. *Int Dent J*, 43(2):143-148.
- [28] Nagle, P.J. and Turnbull, R.S. (1978). Chlorhexidine: an ideal plaque inhibiting agent? *Dent J*, 44(2):73-77.
- [29] Varoni, E., Tarce, M., Lodi, G., Carrassi, A. (2012). Chlorhexidine (CHX) in dentistry: state of the art. *Minerva Stomatol*, 61(9):399-419.
- [30] Puig, S.M., and Almerich, S.J. (2008). Use of chlorhexidine varnishes in preventing and treating periodontal disease. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*,13(4):E257-260.
- [31] Järvinen, H., Pienihäkkinen, K., Huovinen, P., Tenovuo, J. (1995). Susceptibility of Streptococcus mutans and Streptococcus sobrinus to antimicrobial agents after shortterm oral chlorhexidine treatments. *Eur J Oral Sci*,103(1):32-35.
- [32] Alaçam, T. (2000). Endodonti. 2. Baskı. Ankara: Barış Yayınları.
- [33] Gomes, B.P., Ferraz, C.C., Vianna, M.E., Berber, V.B., Teixeira, F.B., Souza-Filho, F.J. (2001). In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of Enterococcus faecalis. *Int Endod J*, 34(6):424-428.
- [34] Radcliffe, C.E., Potouridou, L., Qureshi, R., Hababbeh, N., Qualtrough, A., Worthington, H., Drucker, D.B. (2004). Antimicrobial activity of varying concentrations of sodium hypochlorite on the endodontic microorganisms Actinomyces israelii, A. naeslundii, Candida albicans and Enterococcus faecalis. *Int Endod J*, 37(7):438-446.
- [35] Bayırlı, G. ve Ersev H. (1994). Sodyum hipokloritin etkinliği ve toksikliği 1. Kısım. *Istanbul Univ Dis Hekim Fak Derg*, 28(1):57-64.

- [36] Mohammadi, Z. (2008). Sodium hypochlorite in endodontics: an update review. *Int Dent J*, 58(6):329-341.
- [37] Ercan, E., Erdemir, A., Zorba, Y.O., Eldeniz, A. U., Dalli, M., Ince, B., Kalaycioglu, B. (2009). Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *J Adhes Dent*, 11(5):343-346.
- [38] Inoue, Y., Endo, S., Kondo, K., Ito, H., Omori, H., Saito, K. (1997). Trial of electrolyzed strong acid aqueous solution lavage in the treatment of peritonitis and intraperitoneal abscess. *Artif Organs*, 21(1):28-31.
- [39] Shraer, T.I., and Legchilo, A.N. (1989). Use of electrochemically activated 0.8% potassium chloride solutions in the treatment of empyema and parietal abscesses of the lung. *Grudnaia khirurgiia*, (4):64-68.
- [40] Landa-Solis, C., Gonzalez-Espinosa, D., Guzman-Soriano, B., Snyder, M., Reyes-Teran, G., Torres, K., Gutierrez, A. A. (2005). Microcyn TM: a novel super-oxidized water with neutral pH and disinfectant activity. *J Hosp Infect*, 61(4):291-299.
- [41] Solovyeva, A.M. and Dummer, P.M. (2000). Cleaning effectiveness of root canal irrigation with electrochemically activated anolyte and catholyte solutions; a pilot study. *Int Endod J*, 33(6):494-504.
- [42] Lynch, E. Ozone in dentistry. (2004). The revolution in dentistry. 1st ed. London: Quintessence Publishing, p.18-31.
- [43] Seidler, V., Linetskiy, I., Hubalkova, H., Stankova, H., Smucler, R., Mazanek, J. (2008). Ozone and its usage in General Medicine and Dentistry. *Prague Med Rep*, 109(1):5-13.
- [44] Saini, R. (2011). Ozone therapy in dentistry: A strategic review. *J Nat Sci Biol Med*, 2(2):151-153.
- [45] Kumar, A., Bhagawati, S., Tyagi, P., Kumar, P. (2014). Current interpretations and scientific rationale of the ozone usage in dentistry: A systematic review of literature. *European J Gen Dent*, 3(3):175-180.
- [46] Margolis, H.C., Moreno, E.C., Murphy, B.J. (1985). Importance of high pKA acids in cariogenic potential of plaque. *J Dent Res*, 64(5):786-792.
- [47] Hubbezoğlu, İ., Zhan R., Görler, O. (2012). Nd: YAG ve KTP: YAG lazer uygulaması sırasında eksternal kök kanal yüzeyindeki ısı değişimleri. *Atatürk univ dis hekim fak derg*, 22(3):258-263.
- [48] De Moor, R.J., Delmé, K.I. (2010). Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure, part 2: present-day adhesion to erbium-lased tooth structure in permanent teeth. *J Adhes Dent*, 12(2):91-102.
- [49] De Moor, R.J., Delme K.I.(2009). Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: Part 1. Laser assisted cavity preparation. *J Adhes Dent*, 11(6):427-438.
- [50] Cakar, G., Kuru, B., Ipci, S.D., Aksoy, Z.M., Okar, I., Yilmaz, S. (2008). Effect of Er:YAG and CO2 lasers with and without sodium fluoride gel on dentinal tubules: a scanning electron microscope examination. *Photomed Laser Surg*, 26(6):565-571.



- [51] Israel, M., Cobb, C. M., Rossmann, J. A., Spencer, P. (1997). The effects of CO<sub>2</sub>, Nd: YAG and Er: YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. *J Clin Periodontol*, 24(9):595-602.
- [52] Cobb, C.M. (2006). Lasers in periodontics: a review of the literature. *J Periodontol*, 77(4):545-564.
- [53] Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6):849-53.
- [54] Bowen, R.L. (1965). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res*, 44(5):895-902.
- [55] Nakabayashi, N., Pashley, D.H. (1998). Acid Conditioning and Hybridization of Substrates. Hybridization of Dental Hard Tissues (s.37-56). Osaka: Quintessence Publishing Co, Inc.
- [56] Summitt, J.B., Robbins, J.W., Hilton, T.J., Schwartz, R.S., Dos Santos, J. (2006). Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach. (3th ed). London: Quintessence Publishing Co. Ltd.
- [57] De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2):118-132.
- [58] Van Landuyt, K.L., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., Inoue, S., Peumans, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 84(2):183-188.
- [59] Sarr, M., Kane, A.W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K.L., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., De Munck, J. (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent*, 35(1):94-104.
- [60] Ayaz, D.F., Tağtekin, D., Yanıkoğlu, F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Univ Dis Hekim Fak Derg*, 4:49-56.
- [61] Perinka, L., Sano, H., Hosoda, H. (1992). Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*; 8(4):229-233.
- [62] Senawongse, P., Harnirattisai, C., Shimada, Y., Tagami, J. (2004). Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Oper Dent*, 29(2):196-202.
- [63] Perdigao, J., Swift, E.J. (2011). Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları. In: T. M. Roberson, H.O. Heymann and E.J. Swift. Sturdevant's art and science of operative dentistry. 5 ed. Ankara: Güneş tıp kitabevleri.
- [64] Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., Pashley, D.H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10(4):236-240.
- [65] Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater*, 11(2):117-125.

- [66] Totu, F.İ. (2006). Kavite dezenfektanlarının ve antibakteriyel dentin bonding sisteminin, kompomer restorasyonların mikrosızıntı ve bağlanma kuvvetlerine etkisi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [67] Bra, M., and Nyborg, H. (1973). Cavity treatment with a microbicidal fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp. *J Prosthet Dent*, 30(3):303-310.
- [68] Soares, C.J., Pereira, C.A., Pereira, J.C., Santana, F.R., do Prado, C.J. (2008). Effect of chlorhexidine application on microtensile bond strength to dentin. *Oper Dent*, 33(2):183-188.
- [69] Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26(2):e100-e121.
- [70] Scherrer, S.S., Cesar, P.F., Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26(2):e78-e93.
- [71] Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C., Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater*, 26(2):e38-e49.
- [72] Taniguchi, G., Nakajima, M., Hosaka, K., Iwamoto, N., Ikeda, M., Foxton, R. M., Tagami, J. (2009). Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *J Dent*, 37(10):769-775.
- [73] Saboia, V.P., Rodrigues, A.L., Pimenta, L.A. (2000). Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. *Oper Dent*, 25(5):395-400.
- [74] Phrukkanon, S., Burrow, M.F., Hartley, P.G., Tyas, M.J. (2000). The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater*, 16(4):255-265.
- [75] Arias, V.G., Bedran-de-Castro, A.K., Pimenta, L.A. (2005). Effects of sodium hypochlorite gel and sodium hypochlorite solution on dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72(2):339-344.
- [76] Osorio, R., Ceballos, L., Tay, F., Cabrerizo-Vilchez, M.A., Toledano, M. (2002). Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acid-containing adhesive system. *J Biomed Mater Res*, 60(2):316-324.
- [77] Prasansuttiorn, T., Nakajima, M., Kunawarote, S., Foxton, R.M., Tagami, J. (2011). Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dent Mater*, 27(3):229-234.
- [78] Vargas, M.A., Cobb, D.S., Armstrong, S.R. (1997). Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. *Oper Dent*, 22(4):159-166.
- [79] Saboia, V.P., Rodrigues, A.L., Pimenta, L.A. (2000). Effect of collagen removal on shear bond strength of two single-bottle adhesive systems. *Oper Dent*, 25(5):395-400.
- [80] Prati, C., Chersoni, S., Pashley, D.H. (1999). Effect of removal of surface collagen fibrils on resin–dentin bonding. *Dent Mater*, 15(5):323-331.

- [81] Reddy, M.S., Mahesh, M.C., Bhandary, S., Pramod, J., Shetty, A., Prashanth, M. B. (2013). Evaluation of effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin using two-step self-etch and one-step self-etch bonding systems: a comparative in vitro study. *J Contemp Dent Pract*, 14(2):275-280.
- [82] Boushell, L.W., Swift, J., Edward, J. (2011). Dentin Bonding: Matrix Metalloproteinases and Chlorhexidine. *J Esthet Restor Dent*, 23(5):347-352.
- [83] Gürgan, S., Bolay, S., Kiremitçi, A. (1999). Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. *J Oral Rehabil*, 26(10):836-40.
- [84] Celik, C., Ozel, Y., Bağış, B., Erkut, S. (2010). Effect of laser irradiation and cavity disinfectant application on the microtensile bond strength of different adhesive systems. *Photomed Laser surg*, 28(2):267-272.
- [85] Kapdan, A. and Öztaş, N. (2015). Effects of chlorhexidine and gaseous ozone on microleakage and on the bond strength of dentin bonding agents with compomer restoration on primary teeth. *J Dent Sci*, 10:46-54.
- [86] Oznurhan, F., Ozturk, C., Ekei, E.S. (2015). Effects of different cavity disinfectants and potassium titanyl phosphate laser on microtensile bond strength to primary dentin. *Niger J Clin Pract*, 18(3):400-404.
- [87] Selkon, J.B., Babbt, J.R., Morris, R. (1999). Evaluation of the antimicrobial activity of a new super-oxidized water, Sterilox®, for the disinfection of endoscopes. *J Hosp Inf*, 41(1):59-70.
- [88] Rossi-Fedele, G., Figueiredo, J.A., Steier, L., Canullo, L., Steier, G., Roberts, A.P. (2010). Evaluation of the antimicrobial effect of super-oxidized water (Sterilox®) and sodium hypochlorite against *Enterococcus faecalis* in a bovine root canal model. *J Appl Oral Sci*, 18(5):498-502.
- [89] Kunawarote, S., Nakajima, M., Shida, K., Kitasako, Y., Foxton, R.M., Tagami, J. (2010). Effect of dentin pretreatment with mild acidic HOCl solution on microtensile bond strength and surface pH. *J Dent*, 38(3):261-268.
- [90] Pithon, M.M., dos Santos, R.L. (2010). Does ozone water affect the bond strengths of orthodontic brackets. *Aust Orthod J*, 26(1):73-77.
- [91] Pires, P.T., Ferreira, J.C., Oliveira, S.A., Silva, M.J., Melo, P.R. (2013). Effect of ozone gas on the shear bond strength to enamel. *J Appl Oral Sci*, 21(2):177-182.
- [92] Cehreli, S.B., Guzey, A., Arhun, N., Cetinsahin, A., Unver, B. (2010). The effects of prophylactic ozone pretreatment of enamel on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with total or self-etch adhesive systems. *Eur J Dent*, 4(4):367-373.
- [93] Türkün, M., Türkün, L.S., Celik, E.U., Ateş, M. (2006). Bactericidal effect of Er,Cr:YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dent Mater J*, 25(1):81-86.
- [94] Vezzani, M.S., Pietro, R., Silva-Sousa, Y., Brugnera-Junior, A., Sousa-Neto, M.D. (2006). Disinfection of root canals using Er:YAG laser at different frequencies. *Photomed Laser Surg*, 24(4):499-502.

- [95] Guven, Y. and Aktoren, O. (2013). Shear bond strength and ultrastructural interface analysis of different adhesive systems to Er: YAG laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*, 30(2):769-778.
- [96] Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A., Walsh, J.T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 75(1):599-605.
- [97] Celik, E.U., Ergücü, Z., Türkün, L.S., Türkün, M. (2006). Shear bond strength of different adhesives to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Adhes Dent*, 8(5):319-325.
- [98] Ramos, T.M., Ramos-Oliveira, T.M., de Freitas, P.M., Azambuja Jr, N., Esteves-Oliveira, M., Gutknecht, N., de Paula Eduardo, C. (2015). Effects of Er: YAG and Er, Cr: YSGG laser irradiation on the adhesion to eroded dentin. *Lasers Med Sci*, 30(1):17-26.
- [99] Shahabi, S., Chiniforush, N., Bahramian, H., Monzavi, A., Baghalian, A., Kharazifard, M.J. (2013). The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci*, 28(1):139-142.
- [100] Shafiei, F., Fekrazad, R., Kiomarsi, N., & Shafiei, E. (2013). Bond strength of two resin cements to dentin after disinfection pretreatment: effects of Er,Cr:YSGG laser compared with chemical antibacterial agent. *Photomed Laser Surg*, 31(5):206-211.
- [101] Wen, X., Zhang, L., Liu, R., Deng, M., Wang, Y., Liu, L., Nie, X. (2014). Effects of pulsed Nd: YAG laser on tensile bond strength and caries resistance of human enamel. *Oper Dent*, 39(3):273-282.
- [102] Rolla, J.N., Mota, E.G., Oshima, H.M., Júnior, L.H., Spohr, A.M. (2006). Nd: YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomed Laser Surg* 24(6):730-734.

## 8. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Oğuzhan ALICI
Doğum Yeri ve Tarihi	Ankara-1987
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140- Sivas
E-posta Adresi	oguzhanalici06@gmail.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Ankara Polatlı Anadolu Lisesi, 2005
Lisans-Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi, 2005-2008 İstanbul Üniversitesi 2008-2010 (Yatay Geçiş)
Ünvan	Araştırma Görevlisi

### İş Tecrübesi

Özel Sektörde Diş Hekimliği	Adapazarı, 2010-2011
Askerlik	Cumhurbaşkanlığı Muhafız Alay Komutanlığı, 2011-2012
Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi, 2012-2015