

KAVİTE DEZENFEKSİYONU AMACIYLA KULLANILAN FARKLI
ANTİMİKROBİYAL SOLÜSYONLARIN VE LAZER SİSTEMLERİNİN SİLORAN
BAZLI KOMPOZİTLERİN TAMİR DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

ALPER KAPDAN

DOKTORA TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SİVAS
2014

T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KAVİTE DEZENFEKSİYONU AMACIYLA KULLANILAN FARKLI
ANTİMİKROBİYAL SOLÜSYONLARIN VE LAZER SİSTEMLERİNİN
SİLORAN BAZLI KOMPOZİTLERİN TAMİR DAYANIMI ÜZERİNE
ETKİSİ

ALPER KAPDAN

DOKTORA TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI
DOÇ. DR. FERİDUN HÜRMÜZLÜ

SİVAS
2014

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Fen/Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan	Prof. Dr. Çoruh Türksel DÜLGERGİL	
Üye	Prof. Dr. Giray BOLAYIR	
Üye	Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU	
Üye	Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ	
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Feridun HÜRMÜZLÜ	

ONAY

Bu tez çalışması, 07/04/2014 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ali ÇELİKSÖZ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRÜ

Bu tez Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 24.09.2008 tarihli ve 007 sayılı kararı ile kabul edilen Fen/Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzu adlı yönergeye göre hazırlanmıştır.

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmalarım süresince varlığı ve bilgisi ile bana yol gösteren, sabrını, iyi niyetini ve desteğini hiç esirgemeyen çok değerli danışman hocam Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı *Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ*'ye emekleri için sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Hem doktora eğitimim hem de öğrencilik eğitimim boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki sevgili hocalarım, *Doç. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU*'na, *Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ*'a, *Doç. Dr. Diğdem EREN*'e ve *Yrd.Doç.Dr. Gülşah AKIN*'a,,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi *Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR*'a,

Doktora tez çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan asistan arkadaşlarıma ve fakültemiz Restoratif Diş Tedavisi bölümü çalışanlarına,

Dostlukları ile bana her zaman güç veren arkadaşlarım; *Serkan AKSOY*'a ve *Emre KUZU*'ya,

Tüm yaşantım boyunca her kararımı destekleyen ve her zaman yanımda olan bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan sevgili aileme;

Tüm şirinlik ve yaramazlıklarıyla içinde bulunduğum bu sürece renk katan oğlum *İlgaz KAPDAN*'a

Her anımı keyifle paylaştığım, doktora eğitimim öncesi ve süresince katkıları ve anlayışı ile zorlukları aşamamda bana yardımcı olan, varlığıyla kendimi her zaman şanslı hissettiğim yol arkadaşım, sevgili eşim *Arife KAPDAN*'a içtenlikle teşekkür ediyorum.

ÖZET

KAVİTE DEZENFEKSİYONU AMACIYLA KULLANILAN FARKLI ANTİMİKROBİYAL SOLÜSYONLARIN VE LAZER SİSTEMLERİNİN SİLORAN BAZLI KOMPOZİTLERİN TAMİR DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ

Alper KAPDAN

Doktora Tezi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ

2014, 102 sayfa

Çalışmamızın amacı siloran bazlı kompozit restoratif materyallerinin tamir dayanımı üzerine, antibakteriyel etkileri sebebiyle kullanılan ozonlu su, klorheksidin, Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer uygulamalarının yaşlandırma öncesi ve sonrası etkilerini incelemek ve örnekleri Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Mycroscope (SEM)) ile değerlendirmektir.

Çalışmamızda kullanılmak üzere oluşturulan akrilik bloklar üzerinde 100 adet kavite hazırlandı. Bu kaviteler siloran bazlı kompozitle dolduruldu. Bütün örnekler termal siklus cihazında bekletildi (5-55 °C de 5000 devir). Sonrasında her bir grupta 20 örnek olacak şekilde 5 gruba ayrıldı. Grup 1: Klorheksidin; Grup 2: Ozonlu; Grup 3: Nd:YAG lazer; Grup 4: Er:YAG lazer; Grup 5: Herhangi bir dezenfektan uygulanmayan kontrol grubu. Kontrol grubu dışındaki örneklere dezenfeksiyon işlemleri uygulanıp, kompozit tamir işlemi yine aynı marka siloran bazlı kompozit ve bu kompozite ait adeziv sistemi ile gerçekleştirildi. Tamir işlemi bitirilen gruplar 2 alt gruba ayrıldı. Her bir gruba ait alt gruplardan bir tanesi tekrar termal siklus cihazında bekletildi (5-55 °C de 5000 devir). Termal sıklusa tabi tutulmayan alt gruplar 24 saat distile suda bekletildikten hemen sonra, diğerleri ise termal siklus sonrası makaslama bağlanma dayanımı testi için üniversal test cihazında test edildi. Elde edilen değerler istatistiksel olarak analiz edildi. Deney grupları arasında termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası makaslama bağlanma değerleri arasında fark olup olmadığı Varyans analizi, her bir grupta termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası makaslama bağlanma değerleri arasında ki fark ise Student t kullanılarak analiz edildi.

Makaslama testi uygulanan kırık örnekler 40X büyütmede stereomikroskop altında incelendi ve kopma tipleri; adeziv, restorasyonda koheziv, tamir kompozitinde koheziv ve karışık tipte kopma yüzeyi olarak sınıflandırıldı. Ayrıca her bir gruptaki örnekler SEM ile incelendi.

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda ilk termal siklus uygulamasından sonraki değerlendirmede tüm gruplar arasında makaslama bağlanma kuvveti açısından istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Kompozit tamir işlemi uygulandıktan sonra tekrar termal siklus işlemine tabi tutulan tüm gruplar arasında tamir makaslama bağlanma kuvveti değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Tamir işlemi yapıldıktan sonra termal siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmada her bir grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde; Ozonlu su, Nd:YAG, Er:YAG ve Kontrol gruplarının tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$), sadece Klorhekzidin grubunda termal siklus uygulaması sonrası tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmiştir ($p<0,05$). Tüm gruplarda baskın olan kopma tipi karışık tip kopma olarak bulunmuştur.

Klorhekzidin uygulamasının siloran bazlı kompozitlerin yaşlandırma sonrası tamir bağlanma kuvvetini azaltması nedeniyle, eski kompozit restorasyonların marjinlerindeki sekonder çürüklerin uzaklaştırılmasını takiben dezenfektan olarak ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulamalarının alternatif bir antibakteriyel uygulama olarak siloran bazlı kompozit restorasyonların tamirinde kullanılabileceği sonucuna varıldı.

Anahtar kelimeler: Er:YAG lazer, kompozit tamir, klorhekzidin, Nd:YAG lazer, ozonlu su, siloran,

ABSTRACT

INFLUENCE OF DIFFERENT CAVITY DISINFECTION SOLUTIONS AND LASER SYSTEMS ON REPAIR BOND STRENGTH OF SILORANE BASED COMPOSITES

Alper KAPDAN

Master of Science Thesis, Department of Restorative Dentistry

Supervisor: Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ

2014, 102 pages

The aim of our study is to examine the effects on before and after the aging of Nd: YAG laser, Er: YAG laser, chlorhexidine practices and ozonated water practice which is used for the purpose of the antibacterial effects, on repair resistance of silorane based composite restorative materials and to evaluate the samples with Scanning Electron Microscope (SEM).

100 cavities had been prepared on acrylic blocks created to be used in our study. Those cavities had been filled with silorane based composite. All of the samples had been waited on the thermal cycle device (5000 cycles at 5-55 °C). Afterwards, they had been separated to 5 groups by having 20 samples in each group. Group 1: The chlorhexidine practice; Group 2: The ozonated water practice; Group 3: Nd:YAG laser practice; Group 4: Er:YAG laser practice; Group 5: The control group where no disinfectants are applied. The disinfection operations had been made to the samples except the ones in the control group, and the composite repair operation had been implemented with the same brand silorane based composite and the adhesive system of this composite. The groups with finished repair operation had been separated into 2 sub groups. One of the sub groups that belong to each group had waited in the thermal cycle device again (5000 cycles at 5-55°C). The sub groups which were not subjected to the thermal cycle had been put into the universal test vehicle for attachment with shears resistance test just after being waited in the water for 24 hours, and for the others, after the thermal cycle and the test operation had been implemented. Those values had been analyzed statistically. The variance analysis had been used for searching whether there were any differences or not among the attachment with scissors values before and after the thermal cycle between the experiment groups. The significance test (Student t) of the difference between the two averages on the independent groups had been used while

searching of whether there were any differences among the attachment with shears before and after the thermal cycle in each group.

The broken samples which were implemented on the shearing test had been examined under the stereomicroscope with 40X extension and the split types had been classified as adhesive, cohesive on the restoration, cohesive on the repair composition and split surface on the mixed type. In addition, the samples in each group had been examined with SEM (Scanning Electron Microscope).

In the result of statistical evaluations, no statistical difference had been observed among every groups in terms of shear bond strength on the evaluation after the first thermal cycle operation ($p>0,05$). After the composite repair operation had been applied, no statistically significant difference had been observed among every groups that were subjected to re-thermal cycle operation in terms of repair shear bond strength values ($p>0,05$). When each group had been evaluated in themselves on comparing before and after the thermal cycle after the repair operation; as no statistically significant difference had been observed on the repair shear bond strength values of the Ozonated water, Nd:YAG, Er:YAG and Control groups ($p>0,05$), a statistically significant decrease had been observed only in the Chlorhexidine group on the values of repair shear bond strength after the thermal cycle application ($p<0.05$). The dominant split type in every group had been found as the mixed type split. It had been detected that the Chlorhexidine application decrease the repair attachment force of the silorane based composite after the thermal cycle significantly; and that the Ozonated water, Nd:YAG laser and Er:YAG laser groups had not been affected by the thermal cycle operation of the repair attachment force.

Key words: Er:YAG laser, composite repair, Chlorhexidine, Nd:YAG laser, ozonated water, silorane.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
SİMGELER DİZİNİ.....	xi
KISALTMALAR DİZİNİ.....	xii
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 KOMPOZİT REZİNLER.....	3
2.2 KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI.....	4
2.2.1 Organik Matriks.....	4
2.2.2 Ara Bağlayıcılar.....	7
2.2.3 İnorganik Doldurucu Partiküller.....	7
2.3 KOMPOZİT REZİNLERDE SINIFLANDIRMA.....	9
2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	9
2.3.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.3 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.4 Diş Sisteminde Uygulanacak Bölge Endikasyonuna Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	13
2.3.5 Siloranlar.....	14
2.4 Kompozit Dolguların Başarısını Etkileyen Kriterler.....	16
2.5 Kompozitlerde Tamir.....	17
2.6 Kavite Dezenfeksiyonunda Kullanılan Madde ve Yöntemler.....	18
2.6.1 Klorheksidin Glukonat.....	19
2.6.2 Ozon.....	21
2.6.2.1 Ozon Nasıl Üretilir?.....	22
2.6.2.2 Ozon (O ₃) Molekülünün Temel Özellikleri ve Kullanımı:.....	22
2.6.2.3 Ozonun Tıp Alanında Kullanımı:.....	23
2.6.2.4 Ozonun Diş Hekimliği Alanında Kullanımı.....	24
2.6.3 Lazer sistemleri.....	27
2.6.3.1 Lazerin Tarihsel Gelişimi.....	28
2.6.3.2 Lazer Doku İlişkisi.....	29
2.6.3.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	30
2.6.3.3.1 Nd:YAG (Neodymium: Yttrium- Aluminum- Garnet) Lazerler.....	33
2.6.3.3.2 Er:YAG (Erbium: Yttrium- Aluminum- Garnet) Lazerler.....	34
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	37
3.1 Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	38

3.2 Deney Örneklerin Hazırlanması	38
3.3 Deney gruplarının oluşturulması	40
3.4 Örneklerin yapay yaşlandırılması	39
3.5 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi	46
3.6 Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi	47
3.7 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi	49
3.8 İstatistiksel Analiz.....	50
4. BULGULAR.....	51
4.1 Kopma Tipi Bulguları	54
4.2 Kopma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri	56
4.3 SEM Bulguları.....	57
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇLAR	73
7. KAYNAKLAR	74
ÖZGEÇMİŞ	87

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Kompozit rezinlerin gelişimi.....	3
Şekil 2.2 Bis-GMA 'nın kimyasal formülü.	5
Şekil 2.3 UDMA 'nın kimyasal formülü.	5
Şekil 2.4 Bis-EMA 'nın kimyasal formülü.	6
Şekil 2.5 TEGDMA 'nın kimyasal formülü.	6
Şekil 2.6 Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozitlerin kronolojik gelişimi...10	
Şekil 2.7 Siloksan, oksiran ve siloranın yapı formülü.....	15
Şekil 2.8 Oksiran ve metakrilatın karşılaştırılması.	16
Şekil 2.9 Klorhekzidin glukonatın kimyasal yapısı	19
Şekil 2.10 Lazer ışığının doku üzerine etkileri	33
Şekil 3.1 Metal bloktan akrilik blokların elde edilmesi.	38
Şekil 3.2 Kompozit restorasyon materyali ve LED ışık cihazı.....	39
Şekil 3.3 Akrilik bloklara kompozit yerleştirilmesi ve polimerizasyon işlemi	39
Şekil 3.4 Çalışmada kullanılan Termal siklus cihazı	40
Şekil 3.5 Deney gruplarının şematize edilmesi.....	40
Şekil 3.6 Çalışmada kullanılan ozon jeneratörü	43
Şekil 3.7 Akrilik blok içerisindeki restorasyon üzerine tamir kompozitinin yerleştirilmesi.....	42
Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan %2'lik klorhekzidin.....	41
Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan Nd:YAG lazer cihazı.....	44
Şekil 3.10 Nd:YAG lazer cihazının parametreleri ve örnek üzerine uygulanması	44
Şekil 3.11 Çalışmada kullanılan Er:YAG Lazer cihazı.....	45
Şekil 3.12 Er:YAG lazer parametreleri ve örnek üzerine uygulanması	45
Şekil 3.13 Tamir restorasyonlarının yapılmasından sonra oluşturulan alt gruplar	46
Şekil 3.15 Newton değerlerinin Megapaskal'a dönüştürülmesinde kullanılan formül....	46
Şekil 3.14 Üniversal test cihazı ve örneklerin teste tabi tutulması	47
Şekil 3.16 Kopma tiplerinin incelenmesinde kullanılan stereomikroskop.....	48
Şekil 3.17 Kopma tiplerinin şematize edilmesi	48
Şekil 3.18 Çalışmada kullanılan SEM cihazı.....	49
Şekil 4.1 24 saat sonra kırılan grupların bağlanma dayanımı değerleri	51
Şekil 4.2 Yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımı değerleri.....	52
Şekil 4.3 Gruplardaki termal siklus öncesi ve sonrası bağlanma dayanımı değerleri.....	54
Şekil 4.4 Gruplara ilişkin kopma tiplerinin dağılımı.....	55
Şekil 4.5 Kopma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri.....	56
Şekil 4.6 Er:YAG lazer grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü.....	57
Şekil 4.7 Er:YAG lazer grubuna ait restorasyonda koheziv kopma gösteren SEM görüntüsü	57
Şekil 4.8 Klorhekzidin grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü	58
Şekil 4.9 Klorhekzidin grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü.....	58

Şekil 4.10 Nd:YAG Lazer grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü	59
Şekil 4.11 Nd:YAG Lazer grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü	59
Şekil 4.12 Ozonlu su grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü	60
Şekil 4.13 Ozonlu su grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü	60

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 Piyasada bulunan kavite dezenfektanları ve aktif içerikleri.....	18
Çizelge 2.2 Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları.....	31
Çizelge 4.1 24 saat sonra kırılan grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri	51
Çizelge 4.2 Yaşlandırma sonrası kırılan grupların ortalama bağlanma dayanımı değerleri	52
Çizelge 4.3 Gruplardaki termal siklus öncesi ve sonrası ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	53
Çizelge 4.4 Kopma tiplerinin dağılımı	55

SİMGELER DİZİNİ

ArF	Argon-flor
C	Karbon
CO ₂	Karbondioksit
He-Ne	Helyum-Neon
KrF	Kripton-flor
NaF	Sodyum Florür
Nd	Neodimyum
O	Atomik oksijen
O ₂	Oksijen
O ₃	Ozon
OH-	Hidroksil
XeCl	Zenon klorür

KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
µm	Mikrometre
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
A°	Amstrong Derece
ark.	Arkadaşları
ATP	Adenozin trifosfat
Bis-EMA	Etilen glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisglisidil Metakrilat
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
Er,Cr:YSGG	Erbium,chromium: Yttrium, Scandium- Gallium- Garnet
Er:YAG	Erbium, Yttrium-Aliminum:Garnet
FDA	U.S. Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
Ho:YAG	Holmium, Yttrium-Aliminum:Garnet
Hz	Hertz
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlar Teşkilâtı)
LED	Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
MASER	Microwave Amplification by the Stimulated Emission of Radiation
Max.	Maximum
mg/lt	Miligram/Litre
Min.	Minimum
mJ	Milijul
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/Dakika
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
ms	Milisaniye
mW/cm ²	Miliwatt/Santimetrekare
N	Newton
Nd:YAG	Neodymium, Yttrium-Aliminum:Garnet
Nd:YAP	Neodymium doped Yttrium Aluminum Perovskite
Nd:YLF	Neodymium-doped yttrium lithium fluoride
nm	Nanometre
°C	Santigrat Derece
PMMA	Polimetil metakrilat
ppm	Parts per million (milyonda bir)
PUDMA	Poliüretandimetakrilat
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
TEGDMA	Trietilen Glukol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviole
W	Watt
YSGG	Yttrium scandium gallium garnet

1.GİRİŞ

Son yıllarda kompozit rezinler, dental restorasyonlar için tercih edilen başlıca materyal haline gelmiştir. Bu restoratif materyallerin özelliklerini geliştirmek için sürekli çaba harcanmaktadır. Kompozit restoratif materyaller geleneksel olarak metakrilat teknolojisine dayanmaktadır ve bu materyaller daha iyi fiziksel özellikler ve optimal estetik görünüm elde etmek için sürekli geliştirilmektedir [1]. Son yıllarda siloran bazlı kompozit rezinler gibi yeni restoratif materyaller, geleneksel kompozit rezinlere alternatif olarak geliştirilmiştir [2-4]. Bu restoratif materyaller, dental uygulamalar sırasında metakrilat bazlı kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve sonrasında meydana gelen polimerizasyon stresiyle başa çıkabilmek için üretilmiştir [2, 4].

Sekonder çürük ve marjinal kırıkların, kompozit restorasyonların başarısızlığının ana nedeni olduğu bildirilmiştir [5-7]. Defekli restorasyonlar geleneksel olarak uzaklaştırılır ve restorasyon yenilenir. Bu operatif yaklaşım, sağlıklı diş yapısında daha fazla kayba yol açar ve bir öncekinden daha geniş bir kavite preparasyonu gerektirmektedir. Bu nedenle, son zamanlarda, başarısız restorasyonların değiştirilmesi yerine eski restorasyonun tamiri şeklinde daha az madde kaybına neden olan minimal invaziv bir yaklaşım önerilmektedir ve bu yaklaşım orijinal dolgunun ömründe artış sağlamaktadır [8-10].

Kompozit restorasyonlarda iki rezin tabakası arasındaki bağlanmanın oksijenle inhibe olan polimerize olamamış rezin sayesinde olabildiği belirtilmektedir [11, 12]. Yıllanmış restorasyonlar, yüzeylerinde polimerize olmamış bir tabaka içermediği için taze kompozit ile arasındaki bağlanma mikromekanik retansiyon ve fiziko-kimyasal bağlanmanın bileşik etkisi ile oluşabilmektedir [13]. Yapılan birçok in-vitro çalışma kompozit-kompozit arası bağlantının yeterli olduğunu ortaya koymaktadır [11, 13, 14].

Diş-restorasyon ara yüzündeki küçük çürüklerin ve renklenmelerin uzaklaştırılması bütün patojen bakterilerin tümüyle uzaklaştırıldığı anlamına gelmez [15] ve buradaki patojen bakterilerin sürekliliği çürüğün tekrarlanmasına neden olarak tamir işlemin başarısızlığına yol açabilir [16]. Bu nedenle, tamir bölgesinin dezenfeksiyonu için ek yöntemler düşünülebilir. Kavite dezenfeksiyonu amacıyla sıklıkla klorheksidin içeren preparatlar önerilmektedir [17, 18]. Ancak klorheksidin uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilediğini bildiren çalışmalar vardır

[19, 20]. Son zamanlarda kavite dezenfeksiyonu amacıyla ozon tedavisinin de kullanımı gündeme gelmiştir [21, 22].

Ozon diş hekimliği pratiğine oral patojenlere karşı antimikrobiyal etki göstermesi nedeniyle girmiştir [23-25]. Gaz haldeki ozon, okluzal çürükler [26] ve kök çürüklerinin[27] tedavisi için araştırılırken, sıvı haldeki formu biyouyumluluğu ve antienflamatuvar potansiyeli nedeniyle periodontal hastalığın tedavisi için bir alternatif olarak önerilmiştir [28, 29]. Ozon gazı ve ozonlu su uygulaması bonding işlemleri öncesinde kavite dezenfeksiyon maddesi olarak da kullanılmaktadır [30, 31] [32-34].

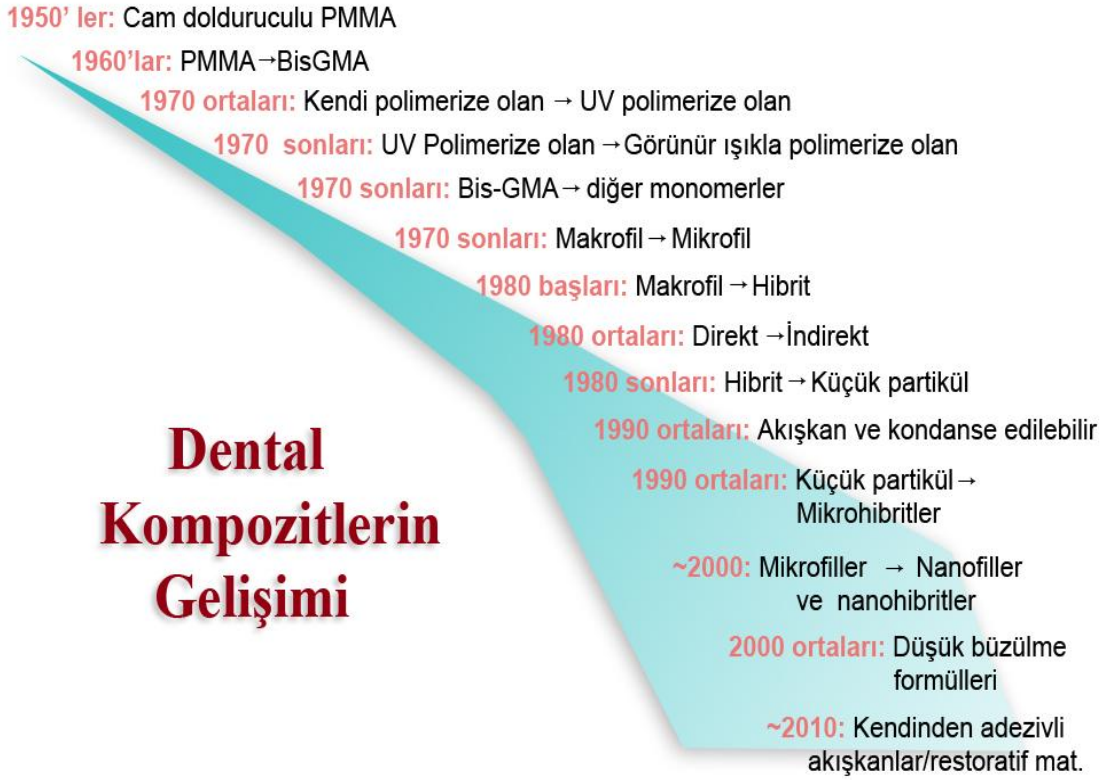
Restoratif diş hekimliğinde lazerler; kavite preparasyonunda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde ve adeziv sistemlerin uygulanması öncesinde dentin yüzeyini hazırlamada kullanılmaktadır [35]. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan lazerlerden Er:YAG lazer [36-39] ve Nd:YAG [40] lazerin *streptococcus mutans* (*S. mutans*), *lactobacili*, *Enterococcus faecalis* (*E. faecalis*) üzerine gösterdikleri antibakteriyel etkileri sebebiyle kavite ve kök kanal dezenfeksiyonunda kullanılmaktadırlar.

Bu çalışmanın amacı siloran bazlı kompozit restoratif materyallerinin tamir dayanımı üzerine, antibakteriyel etkileri sebebiyle kullanılan ozonlu su uygulaması, klorheksidin, Er:YAG lazer ve Nd: YAG lazer uygulamalarının yaşlandırma öncesi ve sonrası etkilerini incelemek ve örnekleri Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Mycroscope (SEM)) ile değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 KOMPOZİT REZİNLER

Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk defa 1962 yılında R. Bowen tarafından tanıtılmış bir tür akrilik rezin olan Bis-GMA formülünün tanıtılmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit terimi, birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin, üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanabilmektedir. Organik bir matriks içerisinde belli oranlarda ve şekillerde inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan bir bileşim olarak da tanımlanabilir [41].



Şekil 2.1 Kompozit rezinlerin gelişimi [42]

2.2 KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI

Kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşmaktadır [41]. Bunlar:

1. Organik matriks
2. Ara bağlayıcılar
3. İnorganik doldurucu partiküller

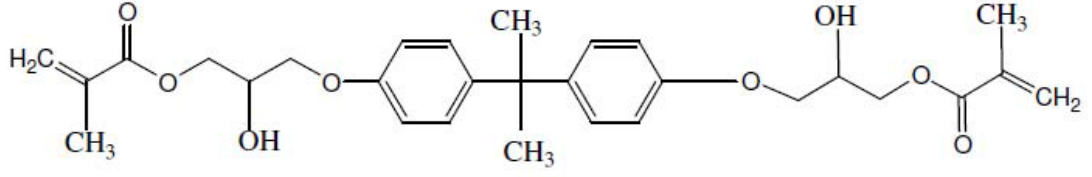
2.2.1 Organik Matriks

Rezinlerin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini organik matriks miktarı belirler. Bu faz içinde monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole stabilizatörleri bulunmaktadır [43].

Monomer ve Komonomerler:

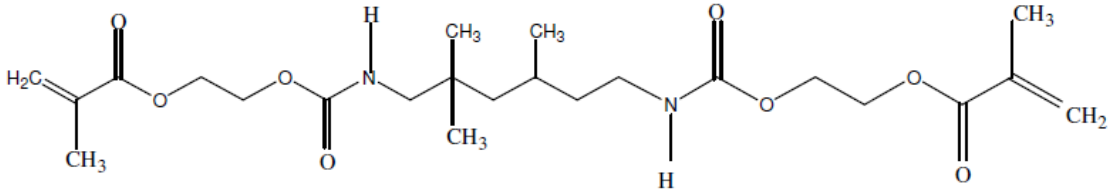
Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin gelişimi incelendiğinde; ilk kullanılanların metil metakrilat rezinler olduğu görülür. Metil metakrilat rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, yüksek termal genleşme katsayısı, renklenme, ciddi pulpa zararları ve sekonder çürük gibi dezavantajları vardır [1].

Zaman içerisinde metil metakrilat esaslı matriksin yerini Bis-GMA esaslı olanlar almıştır. İlk defa Bowen (1962) tarafından geliştirilen bu monomer; 2,2-bis (4-(2-hidroksi-3-metakrilosi propoksi) fenil) propandır. Önce bis fenol-A ve glisidilmetakrilattan, daha sonra bis fenol A'nın diglisil eterinden ve metakrilik asitten elde edilmişlerdir. Monomerin polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon (C=C) çift bağı aracılığıyla olur ve oluşan rezin, Bis-GMA adını alır (Şekil 2.2)[1]. Bis-GMA bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane çift bağ yapabilir. Yüksek vizkoziteli, hemen hemen renksiz, çift fonksiyonlu bir monomer olup, düşük polimerizasyon büzülmesi, daha hızlı sertleşme, daha sert yüzey özellikleri gibi avantajları nedeniyle metilmetakrilattan daha üstündür. Nispeten geniş moleküller ve aromatik yapı, sertlik ve sıkışma direncini artırır. Bowen'ın (1962) ortaya koyduğu bu aromatik monomerin, akışkanlığının az olması nedeniyle seyreltici monomer eklenmesini gerektirmesi, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasından sonra, çalışmalar yeni bir rezin matriks geliştirme yönünde olmuştur [44].



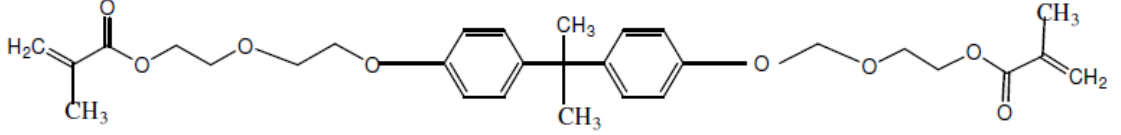
Şekil 2.2 Bis-GMA (Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Son yıllarda daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (ürethan dimetakrilat) monomer olarak kullanılmıştır. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini lineer bir izosiyonat grubu almıştır (Şekil 2.3). UDMA esaslı kompozitler ile geleneksel Bis-GMA esaslı kompozitlerin *in vitro* ve *in vivo* karşılaştırmaları oldukça zordur. Bu zorluklara rağmen monomer sistemleri hariç diğer tüm özelliklerin sabit tutulduğu *in vitro* çalışmalar, Bis-GMA'ya kıyasla UDMA esaslı kompozit sistemlerin mekanik özelliklerinin monomer dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduklarını ortaya koymuştur. Bazı kompozit rezinlerde Bis-GMA yerine UDMA kullanılmakla birlikte birçoğunda iki materyal birlikte kullanılmaktadır [45].



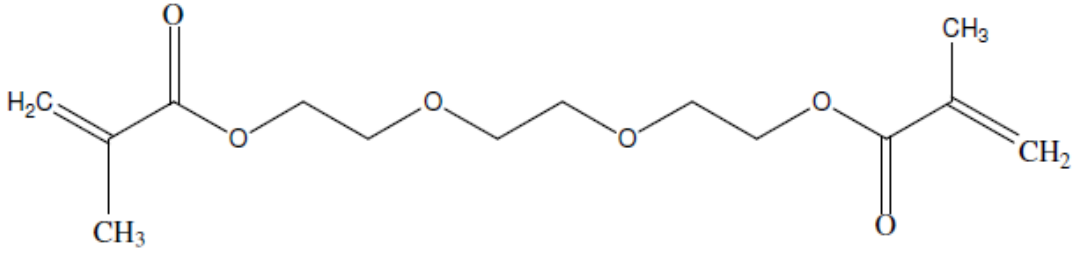
Şekil 2.3 UDMA (Üretan Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Bis-GMA hidrofilik bir monomerdir, su emilimine izin verir. Su emilimi doldurucu ve matriks ara yüzeyinde erozyona ve polimer ağında yumuşamaya neden olur. Bu nedenle dayanıklılık ve aşınma direnci azalır. Bu problemleri azaltmak amacıyla Bis-GMA'nın bir türü olan bis etilen glikol dimetakrilat (Bis-EMA) geliştirilmiştir (Şekil 2.4). Bu monomer, hidroksil grubunun olmaması dışında moleküler yapı açısından Bis-GMA'ya benzemektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın viskozitesinin daha az olmasını sağladığı gibi monomere hidrofobik özellik katar [46].



Şekil 2.4 Bis-EMA (Bis Etilen Glikol Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Molekül ağırlığı yüksek monomerler rezinin viskozitesini artıracığından klinik kullanımını ve içerisine doldurucu eklenmesini zorlaştıracaktır. Bis-GMA'ya doldurucu partiküllerin daha iyi yerleştirilebilmesi için seyreltilmesi gerekir. Bunun için daha az viskoziteye sahip olan di veya tri metakrilat komonomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla kullanılan ajanlar, alifatik bir monomer olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) (Şekil 2.5) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA)'dır [45].



Şekil 2.5 TEGDMA (Trietilen Glikol Dimetakrilat) 'nın kimyasal formülü.

Aromatik grup içeren dimetakrilatlar daha rijit polimer oluşumunu sağlarken, alifatik grup içeren dimetakrilatlar, esnek polimer oluşumunu sağlarlar. Moleküler yapısı içinde hem alifatik hem de aromatik grupları barındıran dimetakrilatların, rezinin sertliğini arttıracığı fikri ortaya atılmıştır. Bu fikriden yola çıkılarak poliüretandimetakrilat (PUDMA) geliştirilmiştir. Ancak bu monomer için yeterli sayıda araştırma henüz yapılmamıştır [47].

İnhibitörler:

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü arttırmak için organik matriks içine konan fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak kullanılanları 4- metoksifenol ve 2,4,6- tersiyerbütıl fenoldür [48].

Polimerizasyon Başlatıcılar (İnitiatör/akseleratör):

Kimyasal olarak polimerize kompozitlerde başlatıcı etki yapan dibenzol peroksit, hızlandırıcı etki yapan N,N-bis (2 hidroksietilen)-p-toludin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır [48]. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bunun için en çok a-diketon olan kamforokinon kullanılır. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır [48, 49].

Ultraviyole Stabilizatörler:

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde polimerizasyonlarının ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu ürünler ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renklenmelere neden olabilirler. Bu nedenle otopolimerizan kompozitlerin organik fazına ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir[48].

2.2.2 Ara Bağlayıcılar

Kompozit reçinelerde, organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bu bağlanma, ara faz ile sağlanır. Kompozit reçinelerde inorganik ve organik komponentleri birbirine bağlayan yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara 'silan' adı verilmektedir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler [50].

2.2.3 İnorganik Doldurucu Partiküller

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere tek başına karşı koyabilecek kadar yeterli değildir. Yeterli mekanik direnci sağlamak amacıyla restoratif rezinlere farklı boyut, şekil ve çeşitte doldurucu ilavesi yapılmaktadır [51].

Bir kompozit içerisindeki doldurucuların görevi, dağılmış partiküllerin matrikste bir deformasyon oluşturmasını engellemek ve rezin maddenin termal genişleme katsayısını düşürmektir. Aynı zamanda organik matriks hacmindeki azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de nispeten bir azalma elde edilmiş olur. Doldurucuların bir diğer katkısı ise, kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesini sağlamalarıdır [51].

Kompozit rezinler, doldurucu içermeyen silikat ve akrilikler gibi restoratif materyallerle karşılaştırıldığında inorganik doldurucu bileşenine sahip olmaları nedeniyle daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir [52]. İnorganik doldurucu faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partikülleri, kuvars, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, koloidal silika ve hidroksi apatitten oluşur [53]. Aşınmaya dirençli radyoopak, radyografik görüntü veren kompozit rezinler elde etmek için inorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum ilave edilir [49]. Silika partikülleri ise karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır.

Günümüzde kompozit rezinler silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir [41]. Doldurucuların pek çoğu sodyum, bor, çinko, kalsiyum, magnezyum, demir, titanyum, mangan ve bakır gibi diğer elementleri de içerir [54]. Kompozit rezinlerin doldurucu içeriğinin bilinmesi önemlidir. Farklı büyüklüklerdeki doldurucuların karıştırılmasıyla elde edilen kompozitlerde doldurucu partiküllerin oranı hacim veya ağırlık yüzdeleri şeklinde ifade edilmektedir. Fakat ölçümü ve formülasyonu daha kolay olduğundan genellikle ağırlık yüzdesi kullanılmaktadır. Doldurucuların inorganik yapı içerisindeki hacim yüzdesi ve ağırlık yüzdesinin bilinmesi fiziksel özelliklerin değerlendirilmesinde önem taşıyan faktörlerdendir [49].

Gelişen estetik materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküller, boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 μm arasında iken, günümüzde 0.01-3 μm 'ye hatta 0,005-0,075 μm 'ye (nanodoldurucu partiküller) kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır [55]. Kompozitlerin yapısına doldurucuların yüksek oranda ilavesi birçok fiziksel özelliğini geliştirir. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır. Partikül büyüklüğü akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler, kompozit rezinin aşınma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük değerini belirler. Partikül büyüklüğü 0.01-1 μm arasında değişen küçük partiküllü rezinlerde polisaj işlemi iyi sonuç verirken, partikül büyüklüğünün 10 μm 'den fazla olduğu kompozitlerde yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Organik artıkların birikmesi ve plak retansiyonu nedeniyle ağız hijyeni açısından da önemli olan pürüzlü yüzeylerde, ışık dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri meydana gelir [41, 49, 55].

Doldurucu partiküllerin kimyasal yapısına, ortalama büyüklüklerine ve üretilme tekniğine dayanarak doldurucular üç şekilde sınıflandırılabilir [43]:

Geleneksel Makrodoldurucular:

Bunlar materyalin öğütülmesi ve/veya parçalanması ile mekanik olarak hazırlanmıştır. Partiküller tamamen inorganik olup genellikle kuvars, cam, boro silika veya seramik esaslıdır. Ağır metal camlar yeterli radyoopasiteyi sağlar. Bu tip doldurucuları içeren kompozit rezinlerde ortalama partikül büyüklüğü 1-5 µm arasında değişir [43].

Mikrodoldurucular (Pirojenik Silika):

Kimyasal olarak çok ince, radyolüsent doldurucu cam kürelerinin hidrolizi ve çökmesiyle oluşur. Genellikle ortalama 0.05-0,1 µm büyüklüğündeki partiküller yaygın olarak kullanılır [43].

Mikrodoldurucu Esaslı Bileşimler:

Mikrodolduruculara maksimum inorganik yükleme sonucu ortaya çıkmışlardır. Üç farklı tipi vardır [43]:

Talaş Şeklinde Önceden Polimerize Edilmiş (Splintlenmiş Prepolimerize)

Mikrodoldurucu Bileşimler: Bunlarda rezin matriks ile pirojenik silika birleştirilmiş daha sonra karışım ısı ile sertleştirilmiştir. Ortalama büyüklükleri 1-200 µm' dir.

Küresel Polimer Esaslı Mikrodoldurucu Bileşimler: Pirojenik silikanın ortalama 20-30 µm büyüklükteki yarı sertleşmiş polimer küreciklerine bağlanmasıyla elde edilir.

Kümelenmiş (Aglomerat) Mikrodoldurucu Bileşimler: Ortalama 1-25 µm büyüklükte olup, suni olarak bir araya getirilmiş mikrodolduruculardır.

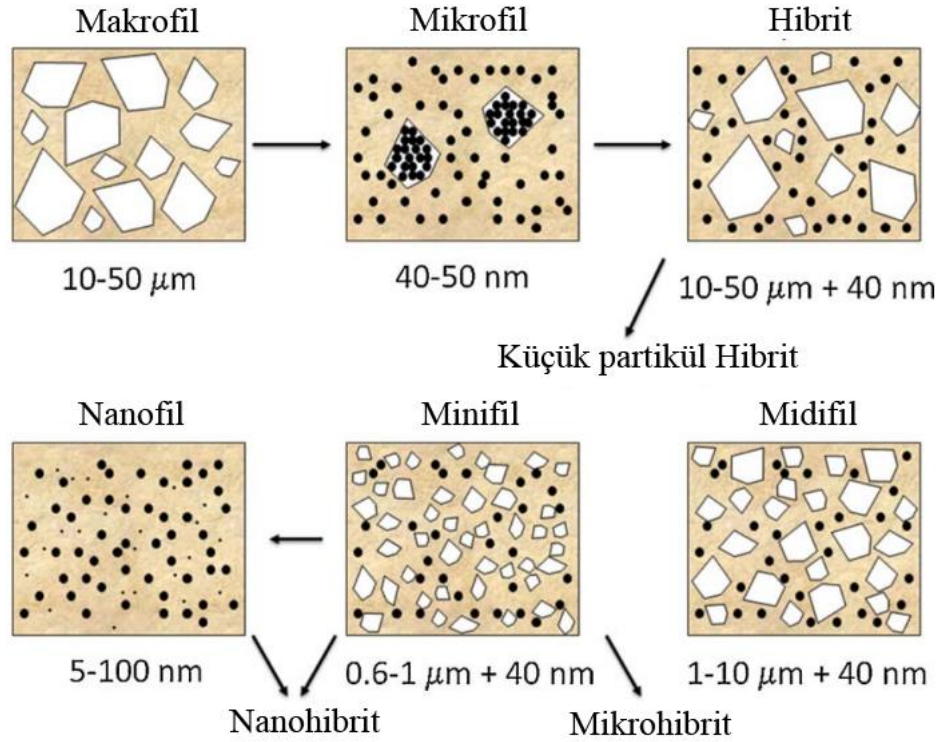
2.3 KOMPOZİT REZİNLERDE SINIFLANDIRMA

2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelerine Göre

Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm. olan kompozit reçinelere Megafil kompozitler, partikül büyüklüğü 10-50 µm. olan kompozitlere Makrofil kompozitler, partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit reçinelere ise midifil kompozitler denir. İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır [56]. Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm. olan kompozit reçinelere, minifil veya small partiküllü kompozitler, partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm. olan kompozit reçinelere mikrofil kompozitler, partikül

büyüklüğü 0,01 μm . olan kompozit reçinelere de nanofil kompozitler denir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit restorasyon materyallerine hibrit kompozitler adı verilir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü reçineden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü reçineden daha fazladır. Her iki kompozit reçinenin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidirler. Bu kompozit reçinelerde doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere homojen kompozitler adı da verilir. Viskozite sorununu çözmek amacıyla önceden polimerize edilmiş mikروفil kompozit kitlesi 1-20 μm . büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküller modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit reçinelere, Heterojen kompozitler adı verilmektedir [41, 55].



Şekil 2.6 Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin kronolojik gelişimi [42].

2.3.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

A-Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler:

Bu sistemde, pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişimler olmuştur [41].

B-Görünür ışıkla Polimerize Olan Kompozitler : Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere alternatif olarak polimerizasyonu başlatmak için, ultraviyole ışık ve başlatıcı (inisiyatör) olarak da benzoilalkileter kullanılmıştır [41].

C-Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit reçineler: Bu tür reçinelerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak reçineye ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip reçineler, özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın reçine uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır [41].

2.3.3 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

A-Kondanse olabilen kompozitler

Bu tür kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden daha farklı olup, hibrit kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler ve doldurucu dağılımı farklıdır. Bu materyallerin uygulaması daha kolaydır. Kondanse olabilen kompozitlerin, el ile işleme özellikleri geliştirilmiştir. Aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Materyalin yapışkan olmaması ona manüplasyon kolaylığı sağlar. Sınıf II restorasyonlarda metal matriks bandı ve kama kullanılarak kolayca sağlanabilen fizyolojik interproksimal, kontaklar ve restorasyonun tek kütle halinde sertleşmesi önemli avantaj oluşturur. Kondanse olabilen kompozitlerin bu kullanımları klinisyenlerin ilgisini çekmektedir. Yüksek doldurucuların ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerine ve yüksek fiziko-mekanik özellikler göstermesine neden olmaktadır [52, 57].

Kondanse olabilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Fakat hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Yüksek yoğunluğu nedeniyle daha derin polimerizasyon sağlanır (5 mm.'ye kadar). Bu da, 5 mm'den sığ kavitelerin tek defada doldurulmasına olanak sağlar. Kontak noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, Sınıf II kaviteelerde başarıyla uygulanmalarına neden olmaktadır [52].

B-Akışkan kompozitler

Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit reçineler; restoratif diş hekimliği uygulamalarında varılan en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir [58]. Akışkan kompozitlerin vizkoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve manüplasyonlarının kolay olması, klinikte akışkan kompozitlerin kullanımını cazip hale getirmektedir ve kullanım alanlarını genişletmektedir. Son zamanlarda, klinik performansları için anahtar mekanik özelliklerinin dayanıklılık olabileceği ileri sürülmektedir. Dayanıklılıkları, hem aşınma hem de kırılma direnciyle ilişkilidir. Akışkan kompozitlerin geleneksellere oranla daha fazla reçine içermesinin, dayanıklılık değerlerinin geleneksellere oranla daha iyi olmasına sebep olarak gösterilmektedir. Ayrıca, düşük elastik modülü sayesinde yüksek kırılma dirençleri olabileceği belirtilmiştir [58]. Akışkan kompozitlerin en büyük avantajları; Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan mikrosızıntının engellenmesinde kullanılırlar. Kondanse olabilen kompozitlerin altında kullanılmaktadır. Restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında da kullanılmaktadır. Şırınga sistemleri sayesinde uygulamaları kolaydır. Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikrodefektlerin kapatılmasını sağlar. Kompozitlerin bağlanma değerlerinde artış sağlar. Sınıf II kavite preparasyonlarında kavite köşelerini doldurarak iyi adaptasyon sağlamalarıdır. Diastemaların kapatılmasında yüksek viskoziteli materyaller tercih edilebilir. Akışkan kompozitleri Sınıf II restorasyonlarda zor ulaşılan sahalarda kullanabiliriz. Sınıf V restorasyonlarda kullanılan akışkan kompozit reçinelerin dentin duyarlılığının azaltılmasında etkili olduğu gözlenmiştir.

Akıcılıkları sayesinde amalgam, kompozit veya kuron tamirinde, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelerinde, V.sınıf restorasyonlarda, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler [58]. Akışkan kompozitlerin dezavantajları ise; Sınıf IV restorasyonlar için önerilmezler, akıcılıkları uygulama esnasında kontrol edilmelerini zorlaştırır, ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manüplasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışırlar. Son yıllarda kompozitlerin vizkozitelerine göre sınıflandırılmasında farklı bir terminoloji de kullanılmaktadır. Bu terminolojiye göre kompozitler aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadırlar [58]:

- a)**Light-body rezin kompozitler** : Bu kompozit reçineler akışkan materyallerdir.
- b)**Medium-body rezin kompozitler** : Mikrofil, hibrit, mikrohibridlerdir.
- c)**Heavy-body rezin kompozitler** :Kondanse olabilen kompozitler bu gruba dahildirler.

2.3.4 Diş Sisteminde Uygulanacak Bölge Endikasyonuna Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

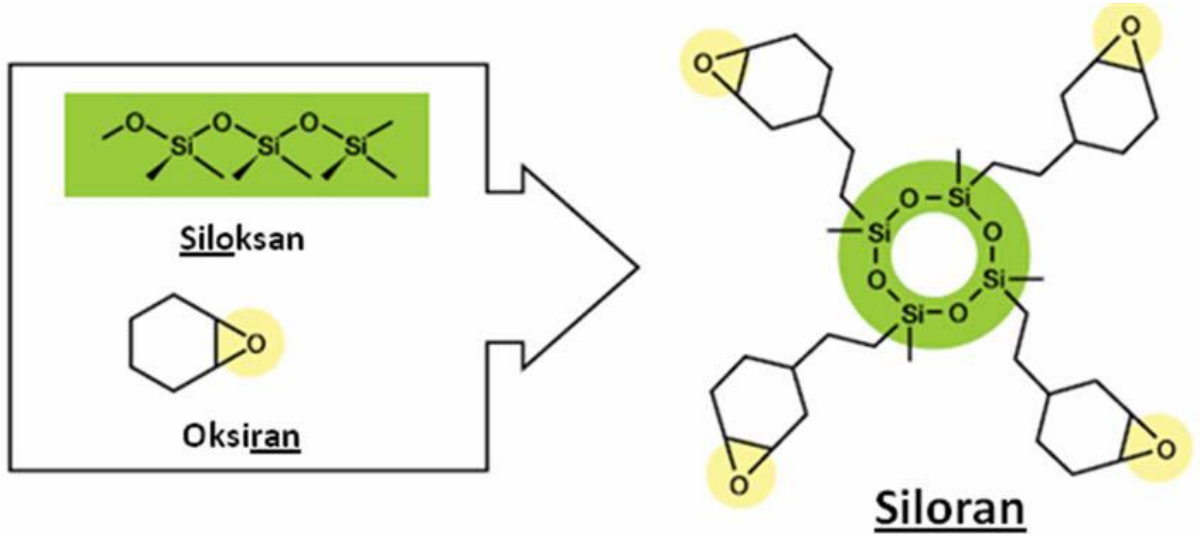
Posterior Kompozitler

Amalgam ve altın alaşımlarına alternatif olarak, diş rengine uygun estetik restorasyon materyalleri posterior dişlerde uygulama girişimleri, 1980'li yıllarda posterior kompozitlerin geliştirilmesine yol açmıştır. Kompozit reçinelerin geliştirilmesinde en büyük çaba, çığneme yüzeyleri için sarf edilmiştir. Aşınma direnci giderek arttırılmıştır. Daha önceleri kullanılan restoratif materyallerin, yıllık aşınma direnci yaklaşık 25-30 mm. iken, günümüzde 10 mm altında aşınma oranlarına ulaşılmıştır. Doldurucu partiküllerin modifikasyonunda yeni jenerasyon kompozitlerin gelişimini hızlandırmaktadır [41, 59]. Kullanım alanları, hala sınırlı olan posterior kompozitlerin bazı olumlu özellikleri vardır. Bunlar; diş rengindedirler, civa içermedikleri için toksik değildirler, ısı iletkenlikleri düşüktür, diş dokularına bağlanabilme yetenekleri vardır, kenar sızıntıları azalmıştır, minimal invaziv kavite preperasyonu için uygundur, çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklerler, restorasyon tek seansta bitirilebilir, seramik ve altın restorasyonlara oranla daha ekonomiktirler, Posterior kompozitlerin bu olumlu özelliklerinin yanı sıra olumsuz özellikleri de mevcuttur. Bunlar; uygulanışları kolay değildir, özel bir yetenek ve deneyim gerektirirler, ısıl genişleme katsayıları yüksektir, elastisite modülleri düşüktür, biyolojik uyumluluğu tartışmalıdır, polimerizasyona bağlı büzülme görülür, streslerin yoğun olduğu bölgelerde aşınmaya karşı dirençleri düşüktür, restorasyon ömrü sınırlıdır [41].

Posterior restorasyonlarda uygulanan kompozitlerin klinik olarak değerlendirildiği araştırmalarda, başarısızlık 10 yıl sonunda % 40-50 olarak bildirilmiştir. Başarısızlık nedenleri, genellikle restorasyonların aşınması ve kontakt kaybı olarak izlenmiştir. Aşınmaya karşı direnç posterior restorasyonun ömrü açısından önemli olup aşınma direnci ile ilgili başarısızlıklara, restorasyonun lokalizasyonu, kavitenin tipi, klinik uygulama hataları ve izolasyon metotları etki etmektedir [60]. Bu tür kompozitlerin dezavantajı; ideal bir kantağın oluşturulmasında karşılaşılan sorundur. Kompozit reçineler, amalgam gibi kondanse edilemediğinden matriks uygulaması ile sorun çözümlenmeye çalışılmaktadır. Adeziv uygulaması doğru ve dikkatli yapılmalıdır. Başarısızlık, genellikle postoperatif duyarlılık ve sekonder çürük ile sonuçlanmaktadır. Son olarak, yüksek standartta bir posterior kompozit uygulaması için gereken zaman amalgama oranla çok daha fazladır [58]. Posterior kompozitler, kaviteye tabakalama yöntemi ile (inkremental teknik) yerleştirilir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmayı amaçlayan bu yöntemde kompozit parçaları, şeffaf matriks ve şeffaf kamalar yerleştirildikten sonra el aletleri, ya da şırıngalar ile her bir kavite duvarına kalınlığı gittikçe artan ve ışık verilerek, ayrı ayrı polimerize edilen tabakalar halinde uygulanır [41]. Polimerizasyon aşamasında, gingival duvardaki rezin tabakasına gingivo-proksimal ve okluzal, bukkal ya da lingual duvardaki rezin tabakasına, bukkal ya da lingual ve okluzal, okluzal yüzdeki rezin tabakasına da, okluzal yönden 40 sn süre ile ışık verilir. Matriks ve kamaların uzaklaştırılmasından sonra, ışığın bukkal yönden ve lingual yönden ilave polimerizasyon için 20 sn daha verilmesi önerilmektedir. Şeffaf matriks ve özellikle şeffaf kamalar, ışık yoğunluğunun yaklaşık % 90'sını yansıtarak polimerizasyona katkıda bulunurlar. Reflektör ve ortamdaki diğer ışık kaynakları da az olmakla birlikte polimerizasyonu etkilerler. Son yıllarda yeterli dayanıklılık ve kırılma direnci gösteren ancak uygulaması daha kolay posterior kompozitlerin üretilmesi amaçlanmıştır.

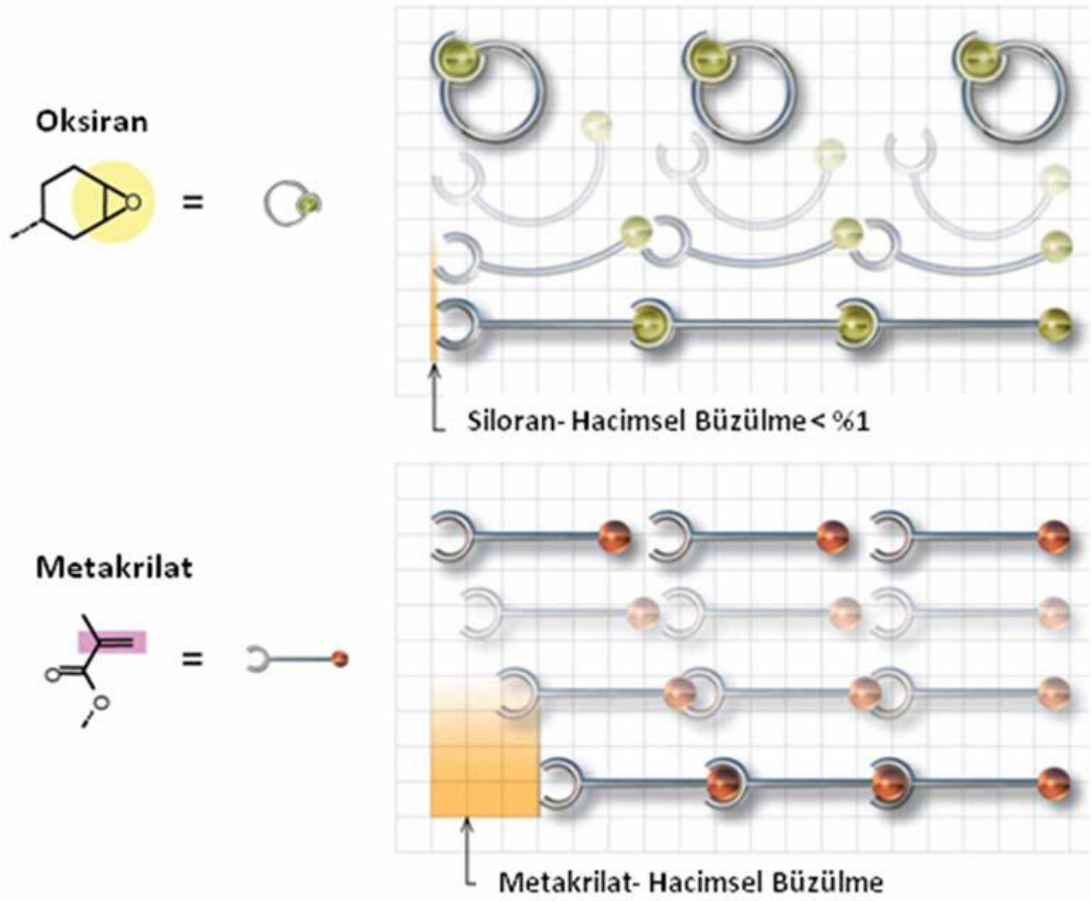
2.3.5 Siloranlar

Monomerlerin polimerlere dönüşümü sırasında oluşan polimerizasyon büzülmesini ve buna bağılı olarak ortaya çıkan sorunları azaltmak amacı ile kimyasal yapısı farklı çift halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran fonksiyonlu silikon esaslı hidrofobik monomerler olan siloranlar geliştirilmiştir. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran (sikloalifatik epoksi rezin) yapıtaşlarından gelmektedir (Şekil 2.7) [61].



Şekil 2.7 Siloksan, oksiran ve siloranın yapı formülü [61]

Siloran, sikloalifatik oksiran bileşeninin katyonik halka-açılımlı polimerizasyonu sonucunda oluşur. Bu reaksiyon sonucunda meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, çift bağlanma reaksiyonu ile polimerize olan metakrilat esaslı rezinlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Kompozit materyallerin taşıdıkları özelliklerin iyileştirilmesi çabaları sadece inorganik faz ile sınırlı kalmamıştır, Siloran ve Oksiranların kullanımıyla organik yapıyı meydana getiren polimerik yapılarıdaki değişikliklerle, polimerizasyon büzülmesi neredeyse %0.09'a çekilmiştir. Siloran ve oksiran materyallerin geliştirilmesine günümüzde de devam edilmektedir [2]. Metakrilatların doğrusal reaktif gruplarına karşılık, siloranların açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile başlar. Bu işlem, kimyasal bağlar meydana geldiğinde, bir önceki adımda kaybedilen hacmi önlemeye neden olmaktadır (Şekil 2.8) [61]. İnorganik doldurucu olarak yitrium florür partikülleri içeren siloranlar mikrohibrit kompozit rezin olarak da adlandırılırlar [62].



Şekil 2.8 Oksiran ve metakrilatın karşılaştırılması [61]

Siloran esaslı kompozitlerin diş dokusuna daha iyi bağlanması için iki bileşenden oluşan kendi adeziv sistemi bulunmaktadır. Birinci bileşen bir selfetch primerdir. Birinci bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından önemlidir. Siloran esaslı (hidrofobik) kompoziti diş dokusuna bağlamak için hidrofilik primer tabakasının üzerine hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplamaya gerek vardır. İkinci bileşen bu görevi görmektedir [61].

2.4 Kompozit Dolguların Başarısını Etkileyen Kriterler

Polimerizasyonun olabilmesi için, ışığın mavi, 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm² gücünde olması gerekir. Işık cihazının gücü, muntazam aralıklarla ölçülmelidir. Işıkla aktivasyon, hekime çalışma zamanını ayarlayabilme olanağı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Kompozit rezinin kalınlığının 1,5-2 mm.'yi geçtiği koşullarda, özellikle koyu renkli bir kompozit kullanıldığında ışığın yoğunluğu polimerizasyon için yetersiz kalabilmektedir. Doldurucu partikülleri ve renk verici

ajanlar ışığı, materyalin sadece ilk 1-2 mm.'sinde abzorbe ederler; daha derin alanlara ışığın ulaşması daha zordur. Bu sebeplerden, koyu renkli kompozit reçinelerde tabakalı teknik zorunludur. Kompozitlerde diğer bir sorun, Sınıf II kavitelere ışığın interproksimal aralıklara ulaşmasının zorluğu ve bu bölgelerde polimerizasyonun gerçekleşmesinin güç olmasıdır. Bu sorunu çözebilmek amacıyla Dual-cure kompozitler geliştirilmiştir. Hem ışıkla, hem de kimyasal olarak, polimerize olabilen bu kompozitler iki pat şekindedirler. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirilme hızından çok daha yavaştır. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde ve polimerize olmayan yüzeylerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Bu şekilde, ışığın ulaşmadığı sahalarda polimerizasyon garanti altına alınmış olur [41, 63].

2.5 Kompozitlerde Tamir

Diş hekimleri, kompozit restorasyonlarda zamanla meydana gelebilen kırılma, yüzey bozulmaları ve kenar sızıntıları gibi durumlar karşısında restorasyonu yenilemek ya da onarmak konusunda kararsız kalırlar [64]. Eski restorasyonun tamamen kaldırılarak yenilenmesi her zaman gereken ya da istenilen bir durum değildir [65]. Günümüzde estetik taleplerle çok sık kullanılan kompozit reçinelerin diş dokularından ayırt edilebilmesinin güç olması nedeniyle restorasyonların sökülmesi kavite boyutlarının daha da genişlemesine neden olmaktadır [64, 66]. Dolgunun yenilenmesi yerine mevcut materyal üzerine bir yenisinin eklenmesi ile yapılan tamir işlemi daha konservatif bir prosedürdür [67]. Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışma, tamir işlemlerinde, kompozitin kompozite bağlanma dayanımının kompozitin mineye olan bağlanma dayanımını (18 Mpa) geçtiğini ve bu nedenle de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir [68].

İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma genellikle polimerize olmamış oksijen inhibisyon tabakasının varlığı ile olur. Restorasyon yaşlandıkça bu polimerize olmamış yüzey tabakası kaybolur. Bu nedenle de tamir işlemlerinde kompozit - kompozit bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve ara yüz materyalleri kullanılması gibi teknikler önerilmiştir [69]. Yapılan çalışmalar yeni kompozit rezinin bağlanma dayanımının eski restorasyonun yaşına, yüzey özelliklerine, bağlayıcı ajan kullanımına ve kompozit reçinelerin yapısına bağlı olduğunu göstermiştir [70].

2.6 Kavite Dezenfeksiyonunda Kullanılan Madde ve Yöntemler

Eskiden kavite dezenfeksiyonu amacıyla önerilen fenol, timol, gümüş nitrat, potasyum siyanit gibi bazı kimyasallar, pulpa dokusu üzerine iritan etkileri nedeniyle artık kullanılmamaktadır [71]. Günümüzde kavite dezenfeksiyonunda sıklıkla klorhekzidin glukonat ve benzalkonyum klorür içeren preparatlar kullanılmaktadır. Bunların dışında, sodyum hipoklorit (% 5.25), hidrojen peroksit (% 3), iyodin solüsyonları ve fosforik asit de kavite dezenfeksiyonu amacıyla önerilmektedir [18, 71, 72]. Kimyasal dezenfektanların dışında ozon uygulaması da kavite dezenfeksiyon yöntemi olarak tavsiye edilmektedir [73]. Ayrıca, restoratif materyallere antibakteriyel etkinlik kazandırmak amacıyla kimyasal yapılarına farklı dezenfektanların ilave edilmesi ve antibakteriyel özellikli adeziv sistemlerin kullanımı da gündemdedir [74-79].

Piyasada bulunan bazı kavite dezenfektanları ve aktif içerikleri Çizelge 2.1’te verilmiştir [80-82].

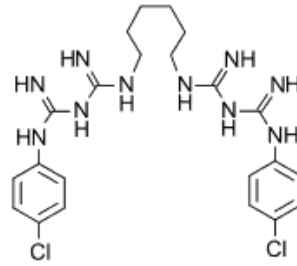
Çizelge 2.1 Piyasada bulunan kavite dezenfektanları ve aktif içerikleri[80-82]

Ürün markası	Aktif içerik	pH	Üretici firma
Tubulucid red	%0.1benzalkonyum klorür, %0.02 EDTA, %1 NaF	7.3	Dental Therapeutics AB, Sweden
Tubulucid plus	%0.5benzalkonyum klorür, %3 EDTA	7.3	Dental Therapeutics AB,Sweden
Tubulucid blue	%0.3 kokoamfodiasetat %0.1Benzalkonyum klorür %0.2 Disodyum edetat dihidrat, fosfat tampon sol.	7.3	Dental Therapeutics AB, Sweden
Consepsis/ Consepsis Scrub	%2 klorhekzidin glukonat	6	Ultradent, USA
Ora 5	%5.5 bakır sülfat, %0.3 iyot, %0.15 potasyumiyodür	3.3	McHenry Laboratories, Edna, TX, USA
Savlex	%1.5 klorhekzidinglukonat, %15 setrimit	6.5	Drogsan, Türkiye
Ultracid F	EDTA, Benzalkonyumklorür, %1 NaF	7.3	Ultradent, USA

Cavity Cleanser	%2 klorhekzidin diglukonat	6.5	Bisco, USA
Werax	%2 klorhekzidin diglukonat	6	Spot Diş Deposu, Türkiye

2.6.1 Klorhekzidin Glukonat

1940'lı yıllarda üretilen ve sentetik bir kemoterapötik ajan olan klorhekzidin, 1950'lerden beri genel tıpta yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde, dental plağın kimyasal kontrolünde ve diş çürüklerinin önlenmesinde son 30 yıldır klorhekzidinden ($C_{22}H_{30}Cl_2N_{10}$) faydalanılmaktadır. Kimyasal adı 1,1-hexamethylenebis (5-(4-chlorophenyl) biguanide) olan klorhekzidin tuzları stabildir. Bu nedenle piyasada en çok dihidroklorit, diasetat ve diglukonat tuzları şeklinde bulunur [83].



Şekil 2.9 Klorhekzidin glukonatın kimyasal yapısı

Diş hekimliğinde sıklıkla klorhekzidin diglukonat formu kullanılır. Fizyolojik pH'da pozitif yüklü klorhekzidin bileşenlerine ayrılır [84].

Bu biyositin primer etkisi hücre membranını parçalamak, konsantrasyona dayalı olarak büyümeyi durdurmak ve hücre ölümüne neden olmak şeklindedir. Sekonder olarak proteolitik ve glikositik enzimlerin inhibe edilmesi yolu ile de etkili olmaktadır [85]. Katyonik özelliğinden dolayı oral mukozaya ve diş yüzeylerine adezyon göstermektedir. Bu özelliği sayesinde pelikül formasyonunu azaltmakta ve yüzeyden kontrollü olarak salınarak ortamdaki varlığını uzun süre devam ettirebilmektedir [86].

Oral kavitede plak formasyonunun engellenmesi, gingivitisin iyileştirilmesi, ağız cerrahisi sonrası gelişebilecek sekonder enfeksiyonlara karşı korunma amacıyla kullanımı sonrası elde edilmiş başarıların yer aldığı çalışmalar gerçekleştirilmiştir [81, 87, 88].

Klorhekzidin, kuaterner amonyum yapılı, bis-biguanid bileşimidir. Geniş spektrumlu bir antibakteriyel etkinliğe sahip olup Gram (+), daha az oranda Gram negatif (-) fakültatif anaerob ve aerob mikroorganizmalar üzerine bakteristatik ve bakteriosidal etki gösterir Mikobakteriyumlar, sporlu bakteriler ve bazı virüslere karşı ise etkisizdir [89]. Mantarlara karşı da etkili bir antiseptiktir [83, 90]. *Enterococcus faecalis* üzerine de etkili olduğu gösterilmiştir. Laktobasillerden özellikle *L. casei*'nin klorhekzidine karşı oldukça dirençli olduğu bildirilmektedir [91-93].

Etkinliği pH 7-8 arasında en fazla iken, pH 5.2'nin altında ise oldukça azalır. Pozitif yükü nedeniyle katyonik özellik taşır ve bakteri hücre duvarı, ekstrasellüler polisakkaritler, hidroksiapatit, pelikül, tükürük müsinleri ve oral mukoza gibi negatif yüklü yüzeylere afinite gösterir [94]. Klorhekzidin uzun süreli salınım özelliği hidroksiapatit ve tükürük müsinleri gibi yapılara abzorbsiyonuna bağlıdır. Klorhekzidin glukonat bipolar molekül yapısına sahiptir. Katyonik gruplarından biri dış veya mukozaya bağlanırken, ikincisi bakteri hücre duvarı üzerinde tahrip edici etki gösterir [83]. Klorhekzidin bağlandığı bu dokulardan yavaşça salınarak uzun süreli etkinlik gösterir [17, 89, 95].

Klorhekzidin bakteriyel yüzeylere hızlı bir şekilde abzorbe olur ve mikroorganizmanın yüzey özelliklerini değiştirir. 200µg/ml'ye kadar olan konsantrasyonlarda hücre membranı enzimlerini inhibe eder ve membranın permeabilitesini artırır. Bu etki bakteristaz olarak adlandırılır. Bakterisidal konsantrasyonları, bakteri hücre duvarının bozulmasına, bakteri hücre membranının geçirgenliğinin değişmesine, hücresel içeriğin dışarı çıkıp koagüle olmasına yol açmaktadır [83, 89, 96, 97]. Bu mekanizma şu şekilde açıklanır; katyonik yapıdaki klorhekzidin bakteri yüzeyindeki anyonik yapılara, örneğin Gram (+) bakterilerde fosfat gruplarına, Gram (-) bakterilerde yüzeydeki lipopolisakkaritlere bağlanır. Bu bağlantı bakteri yüzeyinin bütünlüğünün bozulmasına neden olur. Sitoplazmik membran zarar gördüğünde ilk gözlenen madde potasyum iyonudur. Sitoplazmik membranın geçirgenliğinin değişmesi, sitoplazmik proteinlerin çökmesini artırır, hücresel ozmotik dengeyi değiştirir, metabolizmayı, hücre büyüme ve bölünmesini zarara uğratar. Ayrıca membran ATP-az'ını ve anaerobik süreci inhibe eder [98]. Klorhekzidin düşük konsantrasyonlardaki etki mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Oral streptokokların şeker transportunda kullandıkları fosfotransferaz sistemini inhibe ederek etkili olduğu düşünülmektedir [97].

Klorhekzidin surfaktanlar ile inaktive olur. Bu nedenle macunların içine katılmaz ve hastalar diş fırçalama öncesi veya sonrasında 30 dakika boyunca klorhekzidinli gargara kullanmamaları konusunda uyarılmalıdır [99].

Klorhekzidin, güçlü antibakteriyel etkinliği nedeniyle çürük uzaklaştırıldıktan sonra kavitenin dezenfeksiyonu amacıyla kullanımı tercih edilmektedir. Klorhekzidin glukonat esaslı solüsyonların, mikroorganizmalar üzerindeki antibakteriyel etkinliği yapılan çeşitli çalışmalarda gösterilmiş ve preparasyon sonrası kavitede kalan rezidüel mikroorganizmaların azaltılmasında ya da eliminasyonunda kullanılabileceği bildirilmektedir [17, 82, 100].

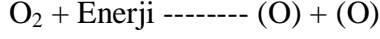
2.6.2 Ozon

Ozon (O_3), atmosferde doğal yollarla oluşan bir moleküldür. Ultraviyole (UV) ışınları oksijen ile temas geçtiğinde enerji yüklenmiş oksijen formu, ozonu oluştururlar [101]. Ozon elektrik fırtınaları sırasında oluşan yıldırımlar sayesinde de meydana gelir ve kendine has kokusundan fark edilebilir [101]. Ayrıca ticari olarak jeneratörlerde de üretilebilir. Üretiminden sonra içinde bulunduğu ortama ve ısıya bağlı olarak ortalama 40 dakika içerisinde tamamen oksijene dönüşür. Diğer kimyasallarla çabuk tepkimeye girerek güçlü bir oksidatif etki yaratabilir.

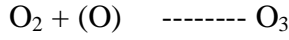
1785'te Van Marum elektrostatik makinesinin yanında elektrik kıvılcımları oluşurken tuhaf bir kokunun varlığını fark etmiştir. 1801'de Cruickshank aynı kokunun suyun elektrolizi sırasında anot terminalinden geldiğini gözlemlemiş, 1840'ta Christian Freidrich Shonbein adlı Alman kimyager, bu meşhur kokuyu veren gazı tespit etmiş ve üzerinde çalışarak gaza Grek dilinde "koklamak" ya da "tanrı'nın nefesi" anlamına gelen "OZONE" adını vermiştir. 1857'de Werner Von Siemens bugüne kadar gelişerek gelen ilk ozon jeneratörünü yapmıştır; silindirik dielektrik tip günümüzdeki ticari ozon jeneratörlerinin prototipidir. 1893'te ozon kullanan ilk su dağıtım santrali Oudshoorn, Hollanda'da kurulmuştur. 1896'da elektrik dehası Nikola Tesla, (Alternatif Akımın, endüksiyon motorlarının, floresan lambasının ve elektronik teorisinin mucidi) bir çok ozon jeneratörü yapımında bulunmuştur. 1906'da "Bon Voyage" adlı ozon kullanan içme suyu santrali Nice, Fransa'da kurulmuştur. Amerika Birleşik Devletleri' nde (A.B.D) ozon kullanımı 1940'lı yıllara dayanmaktadır [22, 102, 103].

2.6.2.1 Ozon Nasıl Üretilir?

Atomik oksijen (O), ozon (O₃) oluşumunda temel maddedir. Temel madde, oksijen (O₂) molekülünün çözülmesi ile oluşur. Bu işlem için yüksek enerji gereklidir. Enerji kaynağı UV ışını, kimyasal ya da elektriksel olabilir.



Atomik oksijen oluşunca, bir bileşik oluşturmak için partner arar ve O₂ bulunan ortamda O₃ gazı, ozon oluşur [103, 104].



Ozon enerjisini serbest bıraktığı zaman hızla oksijen molekülü ve atomik oksijene dönüşür. Ozon tabiatta doğal olarak da bulunabilen bir moleküldür. Ozon molekülünün kaynaklarına ve biyolojik özelliklerine bakıldığında tedavi amacıyla kullanımının güvenli, etkili ve yan etkisiz olduğu düşünülmektedir. Doğada bulunan özellikle ayçiçeği yağındaki formunun virüs, bakteri ve mantarlar üzerinde antimikrobiyal etkisi olduğu yapılan çalışmalarla rapor edilmiştir [103, 104]. Ozonun ayrıca gaz ya da sıvı formunun protozoa, virüs ,mantar, ve bakterilere karşı güçlü ve güvenilir bir antimikrobiyal etkisi olduğu gösterilmiştir [105, 106].

2.6.2.2 Ozon (O₃) Molekülünün Temel Özellikleri ve Kullanımı:

- Atmosferdeki ozon tabakası zararlı elektromanyetik UV ışınlarını süzerek bizleri ve gezegenimizi korur.
- Ozonun ticari amaçla küçük miktarlarda üretilmesi nispeten ucuz ve kolaydır.
- Normal atmosfer koşullarında ozonun herhangi bir zararlı yan etkisi yoktur.
- Ozon etkili bir bakterisit ajan, viral ve fungal deaktivatördür.
- Ozonun sterilizasyon etkisi oksidasyon ile veya biyolojik maddeyi doğrudan yok ederek gerçekleşir.
- Ozon, bakterileri Klorin bazlı ajanlardan 3500 kat daha hızlı öldürür.
- Ozon virüsleri ve mantarları anında yok eder.
- Ozon doğal bir saflaştırıcıdır.
- Ozon yüksek derecedeki oksidasyon özelliği sayesinde karbonhidratların ve toksinlerin "biyolojik yanmalarını" azamiye çıkarır, bu sayede hem toksik maddeler yok edilmiş olur hem de vücudun bağışıklık sistemini kuvvetlendirir.
- 1900'lerin başlarında, ozon su arıtma tesislerinde patojenik mikroorganizmaların

yok edilmesinde ve çeşitli istenmeyen etkilerin (koku, renk, Hidrojen sülfid, demir ve manganez) giderilmesinde kullanılmaya başlanmıştır Fransa, Almanya, İsviçre, Hollanda ve Kanada'da birincil sterilizasyon ve dezenfeksiyon maddesi olmuştur.

- Ozonun işlenmesinde ve kullanılmasında meydana gelen teknolojik gelişmelerle birlikte A.B.D.'de kullanımı daha da hızlı artmaya başlamıştır. Hatta "Yüzey Sularının İşlenmesi Kuralı" ve "Maddelere göre Dezenfektanlar/Dezenfeksiyon Kuralı" ile belirlenmiş olan içme suyu talimatları göz önünde bulundurulursa, ozon uygulanması içme suyu dezenfeksiyonunda en ilgi çekici alternatif olarak tüm dünyada kabul görmeye başlamıştır.
- Ozon genel tıpta ve diş hekimliğinde kuvvetli bir teröpatik ajan olarak kullanılmaya müsaittir [22, 103, 104].

2.6.2.3 Ozonun Tıp Alanında Kullanımı:

Ozon molekülü tıpta birçok uygulamada kullanılmaktadır. Ozon terapisi uygulanarak yürütülen birçok çalışma ve tedavisinde kullanıldığı birçok hastalık mevcuttur. Bunlar :

- Kan dolaşım problemleri
- Aşırı kan lipid seviyeleri
- Aşırı ürik asit seviyeleri
- Kan şekeri dengelenmesi
- Virüs, bakteri, mantar enfeksiyonları kaynaklı kronik ve akut enfeksiyonlar
- Felç tedavisi
- Baş dönmesi atakları
- Migren
- Tinnitus
- Uyku problemleri
- Artroz
- Kas / Eklem romatizması
- Lumbago ve siyatik
- Kanserde destek tedavi
- Göz kan damarları problemleri
- Akne, egzama ve ciddi cilt hastalıkları
- Bronşiyal astım

- İmmün sistemin genel zayıflığı - Alerjiler [107, 108]

Bocci[107, 109], tarafından yapılan çalışmalarda insan kanına belli konsantrasyondaki ozon uygulaması sonucunda immün sistemin aktive olduğu ve ilgili hücrelerin sayısında belirgin artışlar saptandığı rapor edilmiştir. Ama etkinin toksik değil teröpatik olması için uygulamanın mutlaka doğru konsantrasyon ve doğru zaman aralıklarıyla yapılması gerektiği vurgulanmaktadır.

2.6.2.4 Ozonun Diş Hekimliği Alanında Kullanımı

Ozon molekülünün tıp alanındaki koruyucu ve tedavi edici etkisi kesin olarak bilinmekte ve onaylanmaktadır. Diş hekimliği alanında kullanımıyla ilgili ilk çalışma ise 1932 yılında İsveçli bir diş hekimi olan E.A. Fisch tarafından yapılmıştır [110]. Bu tarihten 2001 yılına kadar ise diş hekimliğinde ozon uygulamaları üzerine çalışma yapılmamıştır. 2001 yılında ise doktor Julian Holmes tarafından, ozon uygulaması öncesi ve sonrasında çürük lezyonunun biyomolekül yapısının incelendiği ilk bilimsel çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda bakteriler tarafından oluşturulan asitler okside olduklarında daha alkalın bir yapı kazanarak mineral yığılımı için uygun bir ortam sağladıkları rapor edilmiştir. Holmes' ün 2001-2003 yılları arasında yürütmüş olduğu çalışmalardan çıkarmış olduğu sonuç çürük lezyonunun geri dönüşümü mümkündür fakat zor olan hangi düzeydeki çürüğün geri dönüşebileceğini kestirmektir şeklindedir. Ozon tedavisi oral hijyen ürünleri ile kombine bir şekilde kullanıldığı zaman ağız içerisindeki mineral yığılım konsantrasyonu artmakta ve remineralizasyon olayı gerçekleşebilmektedir [111].

Günümüzde ozon gazının kullanım amaçları aşağıda sıralanmaktadır :

- * Yüzey dezenfeksiyonu
- * Aletlerin soğuk sterilizasyonu
- * Depolama kabinlerinin dezenfeksiyonu
- * Klima çıkışı dahil, solunabilir havanın temizlenmesi
- * Kromatik kimyasal bağlantıları yok ederek diş beyazlatılması
- * Kök kanalı sterilizasyonu
- * Gingivitiste, yıkıcı sülfür bileşiklerinin periodontal inaktivasyonunda (*ağız kokusunun ana nedeni*)
- * Basınçlı su şişelerinin dezenfeksiyonu
- * Biofilm tabakasının yok edilmesi ve diş üniti su dağıtım sistemlerinin

sterilizasyonu

- * %99 oranında, çürük oluşumundan sorumlu bütün mikro organizmaların yok edilmesi (küçük moleküler yapısından dolayı mine / dentin içine doğru 5 mm kadar işleyebilir) amacıyla kullanılmaktadır [112].

Ozon, güçlü okside edici özelliği sayesinde çürük lezyonunu koruyan protein tabakayı ortadan kaldırmakla birlikte, bakterisidal bir etki de göstermektedir. Ayrıca bakterilerin yaşaması için gerekli ortamın idamesini ve yayılımına izin veren biyomoleküllerin oksidasyonunu gerçekleştirmektedir. Çürük lezyonundaki bakteri popülasyonu üzerinde ciddi yok edici bir etki yapılarak, metabolik dengenin remineralizasyon yönüne dönmesini sağlamaktadır. Bunun sonucunda, herhangi bir karyojenik bakteri ve ekolojik ortamın remineralizasyon sonrası lezyon içerisine girmesi mümkün olmamaktadır. Bakteriler tarafından üretilen ve çürük lezyonunun ilerlemesinde etkili olan pirüvik asit, ozon tarafından okside edildiğinde asetat ve karbondioksit oluşmaktadır. Asetat, pirüvik aside göre daha alkalen bir yapıya sahiptir ve dekarboksilasyon reaksiyonu sonucu oluşan alkalen ortam sayesinde, çürük lezyonu içerisine mineral yığılımı kolaylaşmaktadır. Ozon tedavisi uygulanır uygulanmaz, ortam tükürükle temas ettiğinde, lezyon normal ağız içi bakteri popülasyonu ile kaplanmaktadır. Bu ortamda bakteriler çürük ilerlemesine sebep olan asidik ürünler oluşturamamaktadırlar [113-115].

Ozon gazının diş hekimliği pratiğinde teröpatik amaçlı kullanımını sağlayan ilk cihaz, bir seri *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalar sonucunda geliştirilen, “*HealOzone* (KAVO® Dental, Germany)” adı verilen ozon gönderici bir sistemdir. Araştırmacılar, diş hekimliğinde ozon kullanımının koruyucu ve zararsız bir yaklaşım olduğunu savunmaktadırlar [73, 116].

Çürük doku üzerine etkileri :

- Partiküllerin yüksek kinetik enerjisi (hızı) ile O₃ molekülleri lezyonun içerisine her noktada eşit konsantrasyonda olacak şekilde dağılır.
- Hızlı bir oksidatif reaksiyon ve gaz reaksiyonu oluşur. Okside edilebilecek bütün bileşenler kullanılabildiği kadar reaksiyon devam eder.
- Bakteri hücre duvarları ve bakterilerin mikron saniye içerisinde yıkımı gerçekleştirilir.

- Laktik asit nötralizasyonu sonucunda mineral yıkımı ve çürük ilerlemesi durdurulur[73, 117].

Ozonun yarılanma ömrünün çok kısa olması (pH 7' de, 20°C'de, 9-10 saat), sudaki çözünürlüğünün oksijenden 10 kat daha fazla olması gibi özellikleri cerrahi alanındaki etkinliğini artırmaktadır. Hem hızlı bir hemostaz sağladığı hem de lokal olarak antimikrobiyal etkinliğinin çok yüksek olduğu düşünülmektedir [73].

Yine Baysan ve ark.'nın 2001'de başlangıç kök yüzeyi çürüklerinde yapmış oldukları *in-vivo* bir çalışmada, ozon tedavisi sonrası çürüklerin %96'sında lezyonların tedavi edilerek remineralizasyonun sağlandığı, kontrol grubundaki lezyonların %99'unun aynı kaldığı, %1'inin ise daha kötüye gittiği rapor edilmiştir [117].

Abu-Naba'a ve ark.'nın [118], pit ve fissür çürüklerinde yaptıkları *in vivo* bir çalışmada; ozon tedavisinden 1 ay sonra pit ve fissür çürüklerinin %62'sinde çürük ilerlemesinin durdurulduğu ve çürük oluşumunun tersine çevrildiği; kontrol grubu lezyonlarının %39'unun aynı kaldığı, lezyonların %61'inin kötüye gittiği rapor edilmiştir.

Ozon tedavisinin diş hekimliği pratiğine geçirilmesiyle ilgili birçok çalışma yürütmekte olan Holmes ve ark.'na göre aktif bir çürük lezyonunu ozon uygulamasının ardından durdurmayı ve geri döndürmeyi başardığımız zaman, remineralize edici solüsyonların kullanımı, iyi bir ağız hijyeni ve şeker alımının azaltılmasıyla birlikte dokunun gelecekte oluşacak çürüğe karşı daha dayanıklı hale geldiği bildirilmektedir [111, 119, 120].

Daimi dişlerin erüpsiyonu sırasında aktif çürük riski taşıyan çocuklara fissür sealant uygulanırken dönen aletlerden gelen su içerisinde fissür içlerine taşınan mikroorganizma sayısının araştırıldığı bir çalışmada, mikroorganizmaların asitleme işleminden sonra dahi var oldukları ve sealant materyali ile yüzeyin kapatılmasının ardından zaman içerisindeki mikro sızıntı ile asit üretilmesine uygun bir ortam oluşturulduğu sonucuna varılmıştır. Günümüzde fissür çürüklerine yaklaşım konusunda *Prophyflex* ya da *Air Abrazyon* gibi cihazların kullanımı tavsiye edilerek ve ardından ozon uygulaması ile mikro organizma sayısının sıfırlanarak remineralizasyon için uygun bir ortamın oluşturulmasının daha koruyucu bir yaklaşım olacağı Julian Holmes tarafından önerilmektedir [111].

2003 yılında yapılan bir çalışmada da ozon gazının diş beyazlatma konusundaki etkinliği araştırılmıştır. Sonuçta renklenmeye neden olan dışsal bileşenleri okside ederek beyazlatma sağlayabildiği ancak uygulanırken kullanılan silikon başlıkların dişin mezial ve distal yüzeylerinde diğer yüzeylere oranla eşit etki sağlayamadığı görülmüştür. Bu nedenle tüm ağza aynı anda taşıma işlemini yapacak bir sistem üzerinde çalışmalar devam etmektedir [121].

2003 yılında yapılan 8 aylık hasta takibi çalışmasında ise hiçbir tedavi seçeneğini kabul etmeyen çocukların %65'inin ozon tedavisini kabul ettikleri, başlangıç ve tedavi sonrası diagnodent ölçümlerinde ise pozitif yönde bir gelişme meydana geldiği rapor edilmiştir [122].

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan ozonlu suyun da bakterilere, mantarlara, protozoalara ve virüsere karşı güçlü bir antimikrobiyal ajan olduğu bilinmektedir [123]. Ozonun sıvı halinin avantajları etkisi, kullanım kolaylığı, mutajenite eksikliği, hızlı mikrobisidal etkileri ve dental ve medikal enstrümanlar için temizleme solüsyonu olarak kullanımının uygun olmasıdır [124]. Son yıllarda ozonlu suyun Gram pozitif oral mikroorganizmalar, Gram negatif oral mikroorganizmalar ve Candida albicans gibi mikroorganizmaların canlılığını azalttığı bulundu. Sonuçta Ozon uygulaması, mevcut mikroorganizma sayısını azaltarak daha alkaline ve remineralizasyona uygun bir ortam yaratmayı amaçlayan koruyucu alternatif bir tekniktir. Buna göre de bu çalışmada ozonlu suyun oral bulaşıcı mikroorganizmaları kontrol etmekte yararlı olabileceği düşünüldü.

2.6.3 Lazer sistemleri

'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' açılımına sahip olan lazerin temeli 1900'lü yıllarda Einstein'in geliştirdiği fiziksel prensibe dayanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanımı 1960'larda yakut (ruby) lazerin kullanımı ile başlamıştır. Lazer teknolojisi özellikle son 25 yıldır medikal alandaki ilerlemelere bağlı olarak gelişme göstermekte olup, günümüzde son derece popülerdir [125].

Lazerler diş hekimliğinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Lazerin diş hekimliğinde kullanım alanları şu şekilde özetlenebilir [125, 126]:

1. diş çürüklerinin temizlenmesi ve kavite preparasyonu
2. estetik diş tedavileri,
3. periodontal cerrahi,

4. kök yüzeyi düzleştirilmesi,
5. gingivitis, periodontitis, oral mukoza rahatsızlıkları,
6. dişetin şkillendirilmesi,
7. koyu renkli dişetlerinin renginin açılması,
8. hassas dişlerin hassasiyetinin giderilmesi,
9. aft ve uçuk tedavileri,
10. kemik dokusunda yapılan cerrahi girişimler,
11. çekim sonrası yara iyileşmesi,
12. çene eklemi rahatsızlıkları,
13. implant ve periimplantitis tedavisi
14. kök/implant yüzey dekontaminasyonu,
15. pulpa kanallarının sterilizasyonu,

Lazerlerin kullanım alanına bağlı olarak çeşitli tipte lazer sistemleri geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri carbon dioxide (CO₂), Neodymium: Yttrium-Aluminum:Garnet (Nd:YAG), Erbium YAG (Er:YAG), Erbium,chromium: Yttrium: Scandium- Gallium- Garnet (Er,Cr:YSGG) gibi lazer tipleridir [125, 126].

2.6.3.1 Lazerin Tarihsel Gelişimi

Albert Einstein lazerin babası sayılabilir. Einstein 80 yıl önce fotoelektrik etki ile ilgili yaptığı araştırmalar sonucunda fotonlar ve uyarılmış emisyon postulatlarından bahsetmiş ve bu konu ile ilgili Nobel ödülüne layık görülmüştür. Buna rağmen, 1940'lı yılların sonuna kadar, bu konuyla ilgili ciddi bir pratik çalışma yapılmamıştır. 1950'lerin başlarında Kolumbiya Üniversitesi'nden Charlers Townes, Maryland Üniversitesi'nden Joseph Weber ve Lebedev Laboratuar'larından Alexander Prokhorov ve Nikolai G Basov, uyarılmış emisyon yoluyla enerji üretimi alanında ciddi çalışmalara başlamışlardır [127].

1950 yıllarında mühendisler genel olarak MASER (Microwave Amplification by the Stimulated Emission of Radiation) çalışmalarına ağırlık vermişlerdir. Işık yerine mikrodalga güçlendirilmesi üzerine olan bu çalışmalar, daha sonra telekomünikasyon teknolojisinde kullanılmaya başlanmıştır. Prokhorov ve Townes'ın öncülük ettiği çalışmalara rağmen, ilk lazer 1960 yılında Theodore M. Maiman tarafından yoğunlaştırılmış ışık üretmek için yakut kullanmasıyla bulunmuştur. 1964 yılında ise, Prokhorov ve Townes Nobel ödülüne layık görülmüştür [127].

İlk başlarda amaçsız bir teknoloji ürünü olarak görülen lazer, kısa zamanda farklı amaçlar için kullanılmaya başlanmıştır. Maiman ve arkadaşları, silahlar için lazer görüntü sistemlerini geliştirmişlerdir. Ayrıca, cerrahide kullanılmak üzere veya noktasal ısı kaynağı olarak lazerlerin kullanımı gündeme gelmiştir [128].

Diş hekimliği alanında ilk lazer uygulamaları 1964 yılında diş sert dokularında yakut lazerin kullanımı ile gerçekleştirilmiştir. 1985 yılında Nd:YAG lazerler in vivo olarak diş çürüklerinin temizlenmesinde kullanılmıştır. İlerleyen yıllarda Nd:YAG lazerin yumuşak doku cerrahisinde kullanımı da yapılmıştır. Sert doku lazerleri ise 1997'de diş hekimliği alanında kullanıma başlanmıştır [129].

2.6.3.2 Lazer Doku İlişkisi

a) Lazer ve Oral Yumuşak Dokular

Lazer ışınının dokularda absorpsiyonu, ışının dalga boyuna bağlı olarak değişkenlik gösterir. Yumuşak dokuların majör bileşenlerinden olan su, 2µ veya daha üzerinde dalga boyundaki lazer ışını kuvvetlice absorbe eder. Böylece yumuşak dokudaki ışın penetrasyonu azalır [125, 129]. Yüksek absorpsiyon düşük penetrasyon özelliği, Er:YAG ve CO₂ lazer gibi lazerlerin doku hasarı yaratmaksızın yumuşak doku kesiminde kullanılabilmesini sağlar [130]. Nd:YAG lazer gibi diğer lazerler ise, su tarafından daha az absorbe edilir ve daha derin dokulara penetre olabilir [130]. Bu tip lazerlerin melanin ve hemoglobin gibi pigment maddeler tarafından absorpsiyon özelliklerinin kuvvetli olduğu ve CO₂ lazere göre küçük kan damarlarını koagüle etmekte daha başarılı oldukları rapor edilmiştir [129].

Lazer tedavisinde yara bölgesindeki cerrahi skar dokusu diğer tekniklere göre minimumdur. Bununla birlikte, lazer cerrahisinde hızlı iyileşme ya da cerrahi sonrası ağrının tamamen elimine edilmesi gibi avantajların olmadığı da belirtilmiştir [129].

b) Lazer ve Oral Sert Dokular

Lazerin ilk olarak dental sert dokular üzerindeki etkisi 1960'lı yıllarda araştırılmıştır. Birçok araştırmacı çeşitli avantajlarını göz önünde bulundurarak, lazerlerin dental frezler yerine kullanımını desteklemiştir [125]. Bu avantajlar [129, 131]:

I. Sert dokuya temas etmeden kullanıldığı için, konvansiyonel frezlere göre daha az vibrasyon yaparlar.

II. Mikrofraktür oluşumunu engeller.

III. Hastanın yüksek devirli aletlerin kullanımı sırasında oluşacak olan baskı ve sestene duyacağı rahatsızlığın önüne geçerler.

IV. Dentin tübüllerinin kapatılmasıyla olası postoperatif hassasiyeti engellerler.

Bununla birlikte, lazerlerin dental sert dokular üzerinde istenmeyen yan etkileri de vardır. Bu yan etkiler [125, 129, 132]:

I. İşlem sırasında aşırı derecede ısı oluşur. Termal etkiler sonucunda tedavi uygulanan bölgeye komşu pulpa, periodontal ligament ve kemikte irreversible değişiklikler meydana gelebilir.

II. Özellikle minede mikroskobik ve makro seviyede çatlaklar oluşabilir. Bu çatlaklar mineyle sınırlı kalabildiği gibi, dentin içine doğru da penetre olabilir.

III. Dentin dokusunda aşırı ısıya bağlı olarak şiddetli karbonizasyon oluşur.

Lazer uygulaması sırasında istenmeyen etkilerin elimine edilmesi için, lazer tedavisinin kısa süreli ama yüksek enerjili periyotlar şeklinde uygulanması gerektiği belirtilmiştir [132].

2.6.3.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları 193 nm den 10600 nm ye kadar değişerek ultraviyoteden uzak kızılötesi aralığına kadar geniş bir spektrum oluşturmaktadır [133] (Çizelge 2.2). Bunların en temel olanları Argon, Karbondioksit, Yarı-iletken Diyot, Erbiyum ve d:YAG lazerleridir. Örneğin, diş hekimliğinde yaygın kullanılan lazerlerden CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin dalga boyları sırayla 10600 nm (uzak kızılötesi) ve 1064 nm (yakın kızılötesi) dir. Bu iki lazer de kızılötesi aralıkta yer aldıkları için gözle görülmemektedirler. Bu nedenle bu lazerlerin kullanımlarını kolaylaştırmak amacıyla lazer cihazı içine gözle görülebilen He-Ne lazerler eklenmektedir. İdeal lazer sistemleri, lazer ışığının dokuya iletimi amacıyla, fiber optik iletim sistemlerinden yararlanmaktadırlar. Bu sistemler esnek ve kullanımı kolay olup, kontakt ve non-kontakt işlemleri mümkün hale getirirler. Ancak tüm dalga boyları (örn: CO₂) quartz yapısındaki fiber optikler boyunca iletilememektedir. Bu diğer tip lazerler için boş metal boru ve ayna kombinasyonlarından oluşan eklemlili ileti sistemleri kullanılmaktadırlar. Bu sistemler yüzeysel dokularda fazla probleme yol açmazken, oral kavite gibi ulaşımın zor olduğu sahalarda ideal olmaktan uzaktırlar [134].

Çizelge 2.2 Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları [133].

Diş hekimliğinde kullanılan lazerler	Dalga boyları
ArF (Argon-flor) Excimer	193 nm
KrF (Kripton-flor) Excimer	248 nm
XeCl (Zenon klorür) Excimer	308 nm
Frequency-Doubled Alexandrite	377 nm
Krypton İyon	407 nm
Sıvı (Boya) Coumarin C30 ,Rhodamine 6G	507-570 nm
Frequency-Doubled Nd:YAG	532 nm
Diyot (Düşük seviye)	600-908 nm
Argon İyon (mavi,yeşil)	488, 514.5 nm
Altın buharı	628 nm
Argon-Pumped Dye	630 nm
Copper Vapor Pumped Dye 630 nm	630 nm
Helyum-Neon (Yeşil, Sarı, Kavuniçi, Kırmızı)	543 nm ,594 nm, 612 nm , 633 nm
Ruby (Yakut)	694.3 nm
Diyot (GaAlAs, GaAs)	800-830, 904-950 nm
Nd:YLF	1.053 nm
Nd:YAG	1.064 nm
Nd:YAP	1.340 nm
Ho:YAG	2.120 nm
Er:YSGG	2.780 nm
ER:YAG	2.940 nm
Karbon Dioksit	10,600 nm

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır. Lazerlerin gücü ve fokal nokta büyüklüğü ayarlanarak dokuda kesme, vaporizasyon ve koagülasyon gibi değişik etkiler meydana getirilebilir [134].

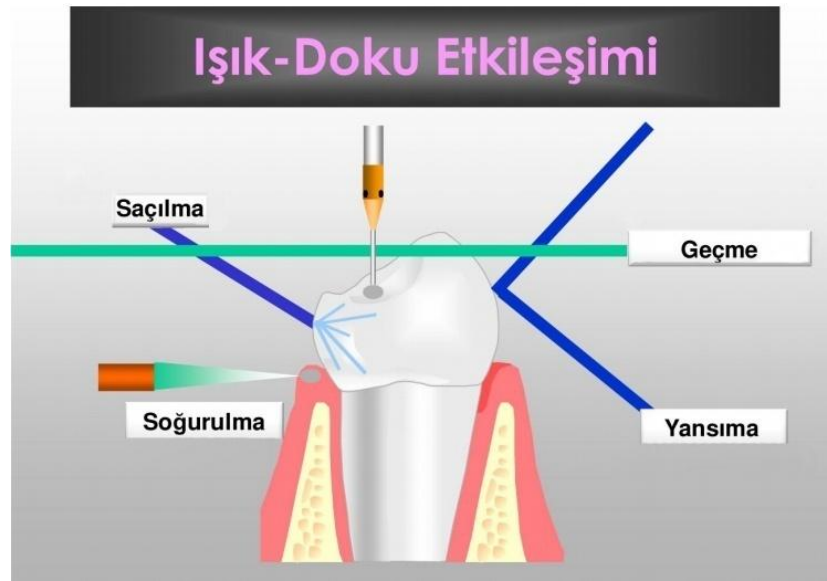
Lazer enerjisi dokuya çarptığında absorbe olabilir, yansiyabilir (reflection), doku içinde dağılım gösterebilir (scatter etkisi) veya dokuda herhangi bir etki getirmeksizin dokuyu terk edebilir (transmisyon) [135] (Şekil 2.10). Lazerin, dokuda vaporizasyon ve karbonizasyonu en kolay meydana getiren etkisi absorpsiyondur. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi absorbe edilmelidir. Dokudaki absorpsiyonun miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir [136].

Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması, 'scatter' etkisi olarak bilinmektedir [135]. Yüksek absorpsiyon sonucu çok az miktarda saçılma gözlenir. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur.

Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra absorpsiyon meydana gelir. Absorpsiyon doku içindeki termal etkiden sorumludur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Diş hekimliğinde dokuda meydana gelen etkilerin çoğu ısı tarafından indüklenmektedir. Absorpsiyondan önce bahsedilen üç etki (yansıma, scatter, transmisyon) doku içerisinde bir etki meydana getirmezken, absorbe olan ışık çeşitli farklı sonuçlara yol açabilmektedir. Bunların içinde en önemlisi, doku içinde ani ısı oluşumu olarak tarif edilebilen fototermal etkidir. Bu etki, yumuşak dokulardaki intraselüler sıvının kaynarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır [134].

Sert dokularda da hidroksiapatit yapısı içinde benzer etkiler görülebilmektedir. Belirli bir prosedür için en uygun olan lazerin seçimi, aslında hedef dokuda en az yansıma, scatter ve transmisyon yapan; yani en fazla absorbe olan dalga boyunun tespitidir. Su tarafından absorbe olan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler), yumuşak doku cerrahisi için uygundur. Benzer şekilde hemoglobin tarafından absorbe olanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer

dalga boyları, kompozit rezinler tarafından absorbe olurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından absorbe olan Er:YAG ve Er:Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur [137]. Birden çok ortam tarafından absorbe olan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. Çeşitli klinik uygulamaları mümkün kılmak için birden fazla dalga boyu üretebilen cihazlar da mevcuttur. (Er:YAG ve Nd:YAG gibi). Bu cihazlar hekime dalga boyunu değiştirerek istenen doku etkisini değiştirme imkanı vermektedir [134].



Şekil 2.10 Lazer ışığının doku üzerine etkileri [138]

2.6.3.3.1 Nd:YAG (Neodymium: Yttrium- Aluminum- Garnet) Lazerler

Neodymium: YAG lazer, 1964' de Geusic tarafından tanıtılmıştır. Darbeli Nd:YAG lazerleri temel olarak yumuşak doku ve ağız cerrahisi için kullanılır. Ancak daha yüksek pik enerjili olan lazerler diş üzerinde de çalışma yapma olanağı sağlamaktadır. Diğerlerinde olduğu gibi Nd:YAG lazerlerinde de aktif parça, YAG ana kristali içine neodimyum (Nd 3+) iyonlarının katkılanması ile oluşur. Lazer emisyonunu yapan kısım bu Nd iyonları olmaktadır. Bu lazer türünde üç temel dalga boyu oluşmaktadır. Bunlar; 1064 nm, 1320/1340nm, 1444 nm olmaktadır. Şu anda Amerika' da sadece 1064 nm dalga boyunda çalışan modeller kullanılmaktadır. CO₂ lazer gibi Nd:YAG lazerin de sert doku üzerinde pozitif etkisi olduğu bildirilmiştir. Direkt temaslı fiber

optik kablo ile yalnızca kesme değil aynı zamanda steril etme ve örtme işlemi yapılabilir hale gelmiştir. Diş hekimliğinde yumuşak dokulardaki cerrahi işlemlerde kullanılabileceği gibi en başarılı kullanım alanları; kanal tedavilerinde kanal içi dezenfeksiyonunun sağlanması, asit ataklarına karşı diş sert dokularını daha dirençli hale getirilmesi, yeni başlayan diş çürüklerinin remineralizasyonunda, pit ve fissürlerde değişiklik yaparak çürük oluşumunun önlenmesi, kavite dezenfeksiyonu,[139] ve dişeti tedavileridir. Bazı çalışmalarda Nd:YAG lazer kullanımını takiben kök yüzeylerinde erime ve kömürleşme (charring) rapor edilmiştir [140, 141]. Yumuşak dokularda en yaygın kullanılan lazerler olan CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin yumuşak doku uygulamalarındaki uygunluğu ve güvenilirliğini bildiren birçok rapor mevcuttur [142]. Bunun yanında bu lazerler sert dokularda kullanıldığında, termal yan etkiler büyük bir sorun teşkil etmektedir. Lazer ışığının termal etkisi, lazer radyasyonunun doku tarafından absorbe edilmesi ve bunu takiben lazer enerjisinin ısıya transformasyonu ile ortaya çıkmaktadır [143]. Lazer irradiasyonu sırasında açığa çıkan ısının, diş yapısında genellikle karbonizasyon, erime ve çatlaklara ve diş pulpasında da inflamasyon veya nekroza yol açacağı bildirilmiştir [144]. Sert doku tedavileri için CO₂ ve Nd:YAG lazerlerin uygulanması, karbonizasyon, dokuda erime, toksik madde formasyonuna yol açan protein denatürasyonu ve dokularda yapısal değişiklikler gibi zararlı etkiler oluşturma eğilimindedir [143].

2.6.3.3.2 Er:YAG (Erbium: Yttrium- Aluminum- Garnet) Lazerler

Zharkov, 1974 yılında 2490 nm dalga boyunda ışık üretimi yapan katı hal lazerini yani Er:YAG lazeri tanıtmıştır. Bütün orta-kızıl ötesi ışın yayımlayan lazerler içinde suyun emilim bant genişliği ile iyi bir uyum sağlayan 2490 nm dalga boyundaki Er:YAG lazerler, su tarafından emilimi en yüksek olanıdır. Suyun emilme katsayısı teorik hesaplarda CO₂ ve Nd:YAG lazerlerinden 15000-20000 kat fazla olmaktadır. OH⁻ gruplarının da maksimum soğurma dalga boyu 2800 nm civarında olmasına karşın, 2940 nm lik dalga boyları bu gruplar tarafından da yüksek miktarlarda soğurulmaktadır. Er:YAG lazerler, bütün biyolojik dokular su içerdiğinden sadece yumuşak dokularda değil, sert dokularda da kullanılabilir [134].

Diş hekimliğinde, serbest çalışan darbeli Er:YAG lazerleri, kavite preperasyonu ve yumuşak doku tedavisinde kullanılmaktadır. FDA, Er:YAG lazerleri için bu işlemleri 1997 yılında onaylamıştır. Er:YAG lazerin su tarafından yüksek miktarda soğurulması, ışımaya esnasında çevre dokulardaki termal etkilerinin azalmasına neden olmaktadır. Sert doku işlemlerinde bir miktar ısı oluşumu kaçınılmazdır. Ancak, bu tür dokular da az

miktarda su içerdiğinden sorun olmamaktadır. Bunlara ek olarak, sert doku kesimlerinde su spreyinin kullanılması halinde, hedef, sürekli nemli tutulmaktadır.[134]

Erbiyum:YAG (Er:YAG) lazerleri, Erbiyum (Er 3+) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, erbiyum iyonları, 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir [134].

Erbiyum iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium gallium garnet) ana kristali içine de katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer, erbiyum, krom YSGG (Er,Cr:YSGG) lazeri adını almaktadır. YSGG içinde olunca, erbiyum iyonlarının genelde 2790 nm dalga boyunda emisyonu söz konusu olmaktadır. Ortalama 20-30 Watt gücündeki lazerler popülerdir ama dış ürünlerinde 5-10 Watt güçlü olan ürünler daha çok kullanılmaktadır [134].

Darbeli erbiyum lazerleri, dokuyu mükemmel bir hassasiyette kesebilmektedir. Er:YAG dalga boyu (2940 nm), hem dokunun su bileşenleri, hem organik matris ve inorganik hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir biçimde emilmektedir [145].

Yüzeysel penetrasyon derinliği ve yüksek pik gücü, erbiyum lazerlerin dış, kemik, tartar gibi sert yüzeylerde de kesinlik sağlamasına imkan vermektedir. Sert dokular için kullanılan teknik, sadece buharlaştırma veya fotoakustik işlemlerinin biri yerine, bu iki tekniğin uygun bir kombinasyonu olmaktadır [134].

Er:YAG lazer ışıması sırasında enerji, su molekülleri ve biyolojik dokunun su içeren bileşenleri tarafından seçici olarak soğurulmaktadır. Bu durum, suyun ve organik bileşenlerin buharlaşması ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına göre ortaya çıkan termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (Fototermal buharlaşma). Sert doku işlemlerinde su buharı üretimi, doku içindeki iç basıncın artmasını tetiklemekte ve mikropatlama adı verilen bir patlamayla genişlemeye sebep olmaktadır [146]. Bu dinamik etkiler, mekanik dokunun çökmesine ve termomekanik veya fotomekanik kesimin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Er:YAG lazeri ile sert doku kesiminde; inorganik bileşenlerin ısıyı biriktirmeye başlamasından önce, su ve su bazlı organik bileşenler, lazer enerjisini hızlı bir biçimde soğurmaya başlamaktadır. Bu da termomekanik patlamalı kesim işlemi sonucunu doğurmaktadır [134].

Dental sert doku ablasyonu için Er:YAG lazer kullanımı ilk kez Hibst ve ark. [147] tarafından rapor edilmiştir. Aynı tarihlerde bu lazerin sert doku ablasyon etkinliği başka araştırmacıların da ilgi alanına girmiştir. Paghdiwala, [148] düşük enerjide, su soğutması kullanmadan, mine ve dentinde delikler oluşturarak, Er:YAG lazerin sert

dokularda ablasyon meydana getirme etkinliğini göstermiştir. Hibst ve Keller [149], Er:YAG lazerin mine ve dentini etkili olarak uzaklaştırdığını bildirmişlerdir. Kayano ve ark. [150] da, Er:YAG lazerin kavite açmada kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Keller ve Hibst [151], çekilmiş dişlerde, çevre dokulara minimal termal hasarla mine ve dentinin uzaklaştırılabileceğini göstermişlerdir. Diğer çalışmalar da çevre dentinde minimal termal hasarla çürüğün etkili bir biçimde uzaklaştırıldığını desteklemektedir [152, 153].

Er:YAG lazerler, defektif kompozit rezin tamirinde ve kompozit restorasyonların kaldırılmasında da etkilidir [154, 155]. Ayrıca Er:YAG lazerin antibakteriyal etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalar kavite dezenfeksiyonunda bu lazerin kullanılabileceğini göstermiştir [156-158]. Er:YAG lazerin hem yumuşak hem de sert dokulardaki başarısı, bu lazerin tercih sebebi olmaktadır.

Tüm restoratif uygulamalar öncesinde çürük temizlendikten sonra rezidüel bakterilerin eliminasyonu amacıyla kavitelelerin bir dezenfektan ile temizlenmesinin etkili olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmektedir [17, 159-161]. Ancak bu uygulamaların önerilebilmesi için kullanılan dezenfektanın hem çürük mikroorganizmaları üzerine etkili hem de restoratif materyallerinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilememesi gerekmektedir.

Planlanan bu çalışmada kompozit tamiri öncesinde kavitede kalan bakterilerin eliminasyonu amacıyla dezenfektan olarak klorheksidin, ozonlu su, Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer uygulamalarının siloran bazlı kompozitlerin tamir dayanımı üzerine etkisinin *in vitro* incelenmesi amaçlanmıştır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda uygulanması planlanan dezenfeksiyon yöntemleri göz önünde bulundurularak 5 grup oluşturuldu:

Grup 1 : Klorhekzidin (Werax, Spot Diş Deposu, İzmir, Türkiye) uygulaması

Grup 2 : Ozonlu su uygulaması

Grup 3 : Nd:YAG lazer (Smarty A10 Deka Laser, Florence, Italy) uygulaması

Grup 4 : Er:YAG lazer (Smart 2940D Plus, Deka Laser; Florence, Italy) uygulaması

Grup 5 : Herhangi bir uygulama yapılmayacak kontrol grubu

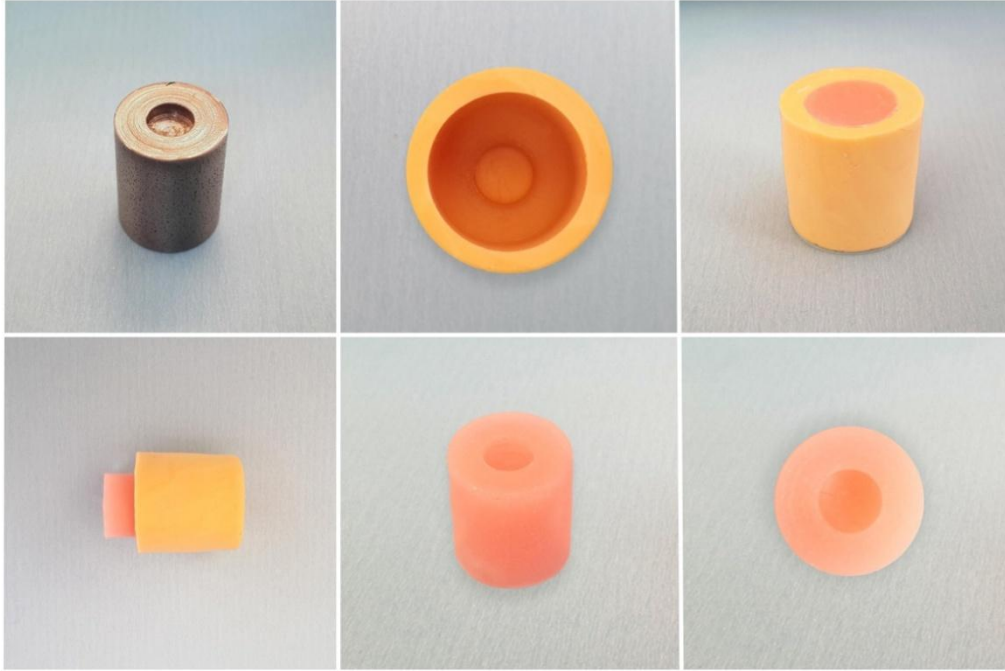
İstatistiksel analiz yapılarak $\alpha=0,01$, $\beta=0,20$, $1-\beta=0,80$ olarak alındığında her bir gruba 20 kompozit örnek alınmasına karar verildi ($N=20$) ve testin gücü $P=0,80381$ bulundu. Restorasyon materyali olarak Siloran bazlı bir kompozit olan Filtek Silorane (3M Espe, St Paul, MN, USA) seçildi ve akrilik bloklar üzerindeki kavitelere her bir grupta 20 kompozit örnek olacak şekilde toplam 100 örnek hazırlandı. Her grubun bütün örnekleri önce termal siklus cihazında (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) 5-55 °C de 5000 devir bekletildi. Sonrasında kontrol grubu dışındaki örneklere dezenfeksiyon işlemleri uygulanıp, kompozit tamir işlemi yine aynı marka siloran bazlı kompozit ve bu marka kompozite ait adeziv sistemi (3M ESPE, Dental Products, Neus, Germany) ile gerçekleştirildi. Tamir işlemi bitirilen gruplar 2 alt gruba bölünerek her bir gruptan 10 adet örnek tekrar termal siklus cihazında 5-55 °C de 5000 devir bekletildi. Termal siklusa tabi tutulmayan örnekler 24 saat distile suda bekletildikten hemen sonra, diğerleri ise termal siklus sonrası makaslama bağlanma dayanımı testi için universal test cihazına (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc.,England) konularak kırma işlemi gerçekleştirildi. Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri Newton (N) cinsinden ölçülüp Megapaskal'a (MPa) çevrildi. Bu değerler istatistiksel olarak analiz edildi. Makaslama testi uygulanan kırık örnekler 40X büyütmede stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japan) altında incelendi ve kopma tipleri adeziv, restorasyonda koheziv, tamir kompozitinde koheziv ve karışık tipte kopma yüzeyi olarak sınıflandırıldı. Ayrıca her bir gruptaki örnekler SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) (Jeol Ltd., JSM-5600, Tokyo, Japan) ile incelendi.

3.1 Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Gruplardaki örneklerin sayısına karar verilirken istatistiksel analiz yapıldı ve $\alpha=0,01$, $\beta=0,20$, $1-\beta=0,80$ olarak alındığında her bir grupta 20 kompozit örneği olacak şekilde ($N=20$) toplam 100 adet örneğin çalışmaya dahil edilmesine karar verildi ve testin gücü $P=0,80381$ bulundu.

3.2 Deneysel Örneklerin Hazırlanması

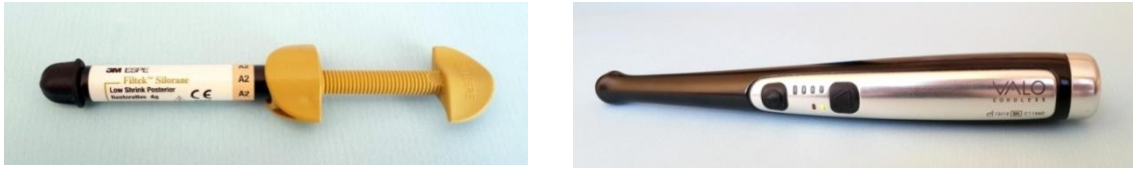
Kompozit örneklerin hazırlanmasında, örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi için Universal test cihazına konulacağı göz önünde bulundurularak tornada, 15 mm çapında ve 20 mm yüksekliğinde, bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında silindirik kavite bulunan metal bir blok hazırlandı. Elde edilen bu metal bloktan silikon esaslı ölçü maddesi (Bonasil, DMP Ltd., USA) ile silikon kalıplar elde edildi. Hazırlanan silikon kalıplar içerisine akrilik dökülerek polimerize olması beklenildi. Polimerizasyonu takiben akrilik bloklar silikon içerisinden çıkartıldı. Bu yöntemle bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında kavite bulunan 100 akrilik blok elde edildi (Şekil 3.1). Daha sonra bu kavitelere kompozit yerleştirilmesi işlemine geçildi.



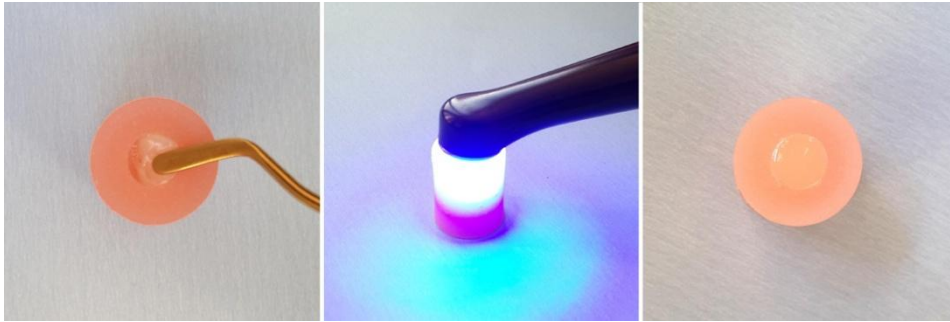
Şekil 3.1 Metal bloktan silikon ölçü ile kalıp hazırlanması ve bu kalıp yardımıyla akrilik blokların elde edilmesi.

Akrilik bloklara kompozit yerleştirilmesi

Daha önce hazırlanan akrilik bloklar üzerindeki kompozit restorasyon materyalinin yerleştirilmesi için oluşturulmuş kavitelere siman fulvarı ve ağız spatülü yardımıyla tek katman halinde siloran bazlı kompozit yerleştirildi (Şekil 3.2). Kompozit rezinin kavitelere yerleştirilmesinden sonra Valo Cordless (Ultradent Products Inc, SJ, Utah) LED ışık cihazı kullanılarak 1400 mW/cm^2 çıkış gücü ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn 1 mm uzaklıktan olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirildi (Şekil 3.3). Bu şekilde 100 adet siloran kompozit örnek elde edildi.



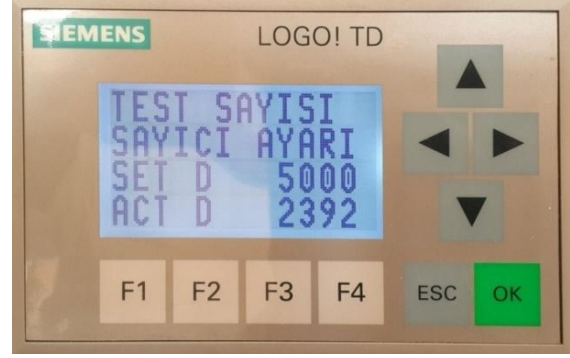
Şekil 3.2 Siloran bazlı kompozit restorasyon materyali ve LED ışık cihazı



Şekil 3.3 Akrilik bloklar üzerindeki kavitelere kompozit yerleştirilmesi ve polimerizasyon işlemi

3.3 Örneklerin yapay yaşlandırılması

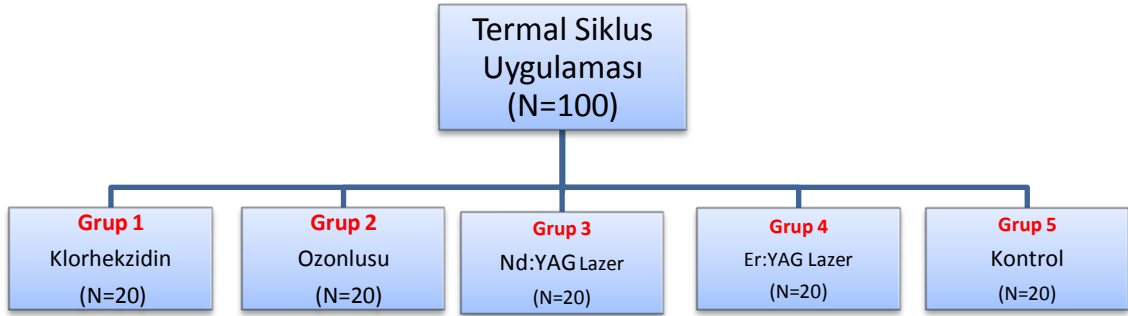
Hazırlanan kompozit örneklerin tümü, ağız ortamı koşullarının taklit edilmesi amacıyla termal siklus cihazında 5000 devir bekletildi (Şekil 3.4). Termal siklus uygulaması, örneklerin sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde gerçekleştirildi. Termal siklustan çıkarılan örneklerin kompozit yüzeyleri homojen bir yüzey elde etmek amacıyla $400 \mu\text{m}$ grenli silikon karpit kağıtla aşındırıldı.



Şekil 3.4 Çalışmada kullanılan Termal siklus cihazı ve ayar paneli

3.4 Deney gruplarının oluşturulması

Yaşlandırma sonrası yüzey işlemi yapılan örnekler, her bir grupta 20 adet kompozit örnek olacak şekilde 5 gruba ayrıldı.(Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Deney gruplarının şematize edilmesi

Grup 1: Bu gruptaki örneklerde dezenfektan olarak %2'lik Klorheksidin kullanıldı (Şekil 3.6). Gruptaki 20 adet kompozit örneğin her birinin yüzeyine %2'lik klorheksidin tek kullanımlık bir fırça yardımıyla 30 sn süreyle sürüldü ve hava spreyi ile hafifçe kurutuldu. Sonrasında kullandığımız kompozit restoratif materyalin üretici firma tarafından önerilen Siloran Adeziv Sisteminin kendinden asitli primeri (Şekil 3.7) üretici firmanın önerileri doğrultusunda kompozit restorasyon materyali üzerine 15 sn süreyle tek kullanımlık fırça ile sürüldü. Uçucu içeriğin uzaklaştırılması için hava spreyi ile hafifçe kurutuldu ve 10 sn süre ile 1 mm uzaklıktan LED ışık cihazı kullanılarak 1400 mW/cm² çıkış gücü ile polimerize edildi. Ardından aynı sistemin ikinci şişedeki adezivi (Şekil 3.7) yine tek kullanımlık farklı bir fırça ile sürüldü ve hava spreyi ile hafifçe inceltildi. LED ışık cihazı ile 10 sn süreyle bağlayıcı ajanın polimerizasyonu sağlandı. Işık kaynağının yoğunluğu her 5 örnekte bir olacak şekilde radyometre ile ölçülerek, ışık yoğunluğu düzeyinin tüm örneklerde sabit tutulmasına çalışıldı.

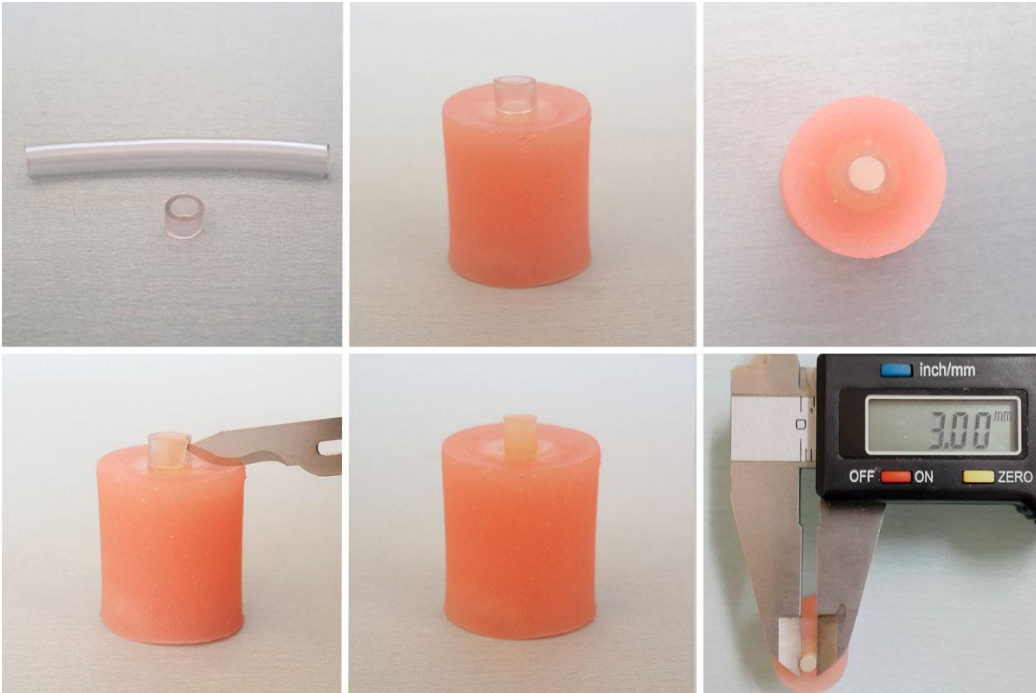


Şekil 3.6 Çalışmada kullanılan %2'lik klorheksidin



Şekil 3.7 Siloran adeziv sistemin primeri ve adezivi

Adeziv uygulamasını takiben daha önce hazırlanmış iç çember çapı 3 mm ve yüksekliği 2 mm olan silindirik şeffaf bir boru tamir kompozit materyaline matriks olmak üzere restorasyon merkezine yerleştirildi. Bu şeffaf boru içerisine siman fulvarı yardımıyla siloran bazlı kompozit yerleştirilerek 1 mm uzaklıktan 20 sn süreyle polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben şeffaf matriks bir bistüri yardımıyla dikkatlice kesilerek uzaklaştırıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Akrilik blok içerisindeki restorasyon üzerine tamir kompozitinin yerleştirilmesi

Grup 2: Bu gruptaki örneklerde dezenfektan olarak ozonlu su kullanıldı. Ozonlu su, ozon üretim jeneratörü (TeknO₃zone, İzmir, Türkiye) kullanılarak elde edildi (Şekil 3.9). İçerisine distile su konulan reaktör tankı içinde bulunan ozon ölçüm probu sayesinde ozon yoğunluğu cihaz üzerindeki dijital göstereyle gösterilmektedir. Çalışmamızda 4 ppm konsantrasyonda ozonlu su kullanıldığından cihaz bu değere ayarlanmıştır.



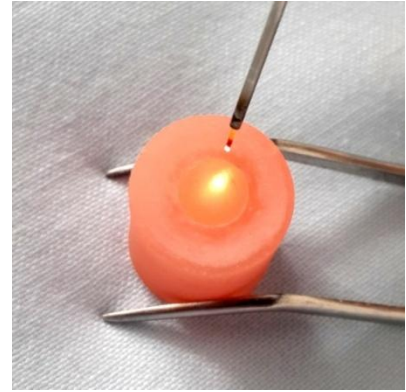
Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan ozon jeneratörü

Gruptaki 20 adet kompozit örneğin her birinin açıkta kalan yüzeylerine 4 ppm (mg/lit) konsantrasyonda ozonlu su 15 sn süre ile tek kullanımlık bir fırça yardımıyla sürüldü ve hava spreyi ile hafifçe kurutularak siloran adeziv sistemi uygulanıp ardından siloran bazlı kompozitle tamir işlemi grup 1' de anlatıldığı gibi gerçekleştirildi.

Grup 3: Nd:YAG Lazer Cihazının (Şekil 3.10) parametreleri 1.064 nm dalga boyunda, 1.5W gücünde, 100 mJ enerji düzeyinde, 15 Hz frekansta atım yapacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.11). 300 µm çapında fiber optik uç ile kompozit yüzeyine 1 mm uzaklıktan, tüm yüzey taranacak şekilde uygulandı (Şekil 3.11). Tamir prosedürü siloran adeziv sistemi ve siloran bazlı kompozit kullanılarak diğer gruptardaki gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3.10 Çalışmada kullanılan Nd:YAG lazer cihazı

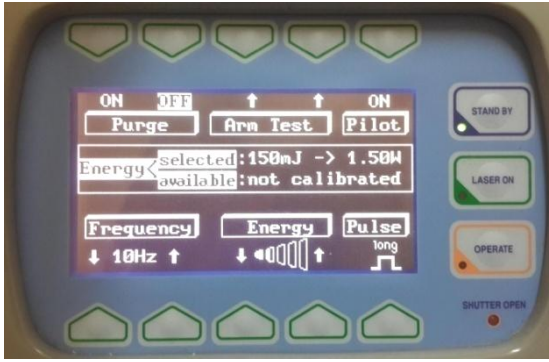


Şekil 3.11 Nd:YAG lazer cihazının parametreleri ve örnek üzerine uygulanması

Grup 4: Bu grupta dezenfektan olarak Er:YAG Lazer kullanıldı (Şekil 3.12). 2940 nm dalga boyunda, 1.5W gücünde, 150 mJ enerji düzeyinde, 10 Hz frekansta, 700 ms uzun atım ile tüm kompozit yüzeyi taranacak şekilde 10 mm uzaklıktan Er:YAG lazer uygulandı (Şekil 3.13). Tamir işlemi siloran adeziv sistemi ve siloran bazlı kompozit kullanılarak diğer gruplardaki gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3.12 Çalışmada kullanılan Er:YAG Lazer cihazı



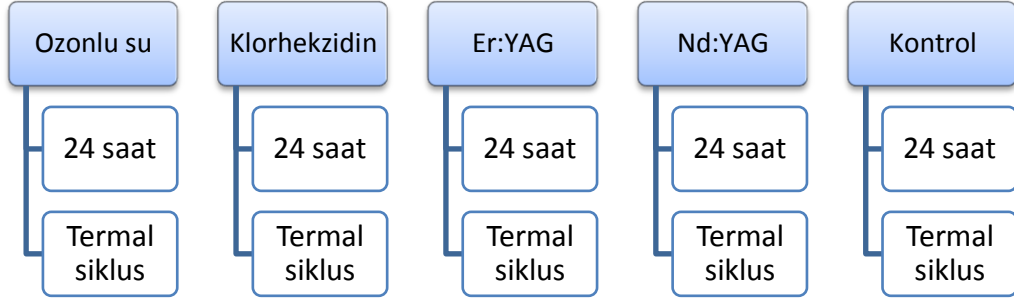
Şekil 3.13 Er:YAG lazer parametreleri ve örnek üzerine uygulanması

Grup 5 (Kontrol Grubu) : 20 adet kompozit örneği, herhangi bir dezenfeksiyon işlemi uygulanmadan, siloran adeziv sistemi ve siloran bazlı kompozitle tamir işlemi yapılarak hazırlandı.

Yaşlandırma İşlemi

Her bir grup iki alt gruba ayrıldı (n=10). Restorasyonların uzun dönem performansını değerlendirmek amacıyla her grubun bir alt grubu yeniden termal siklus cihazında 5000 devir bekletildi. Termal siklus uygulaması örneklerin, sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde

gerçekleştirildi. Böylece kompozit restorasyonların tamir sonrası da ağız ortamı sıcaklık değişimlerine maruz kalması sağlandı (Şekil 3.14).



Şekil 3.14 Tamir restorasyonlarının yapılmasından sonra oluşturulan alt gruplar

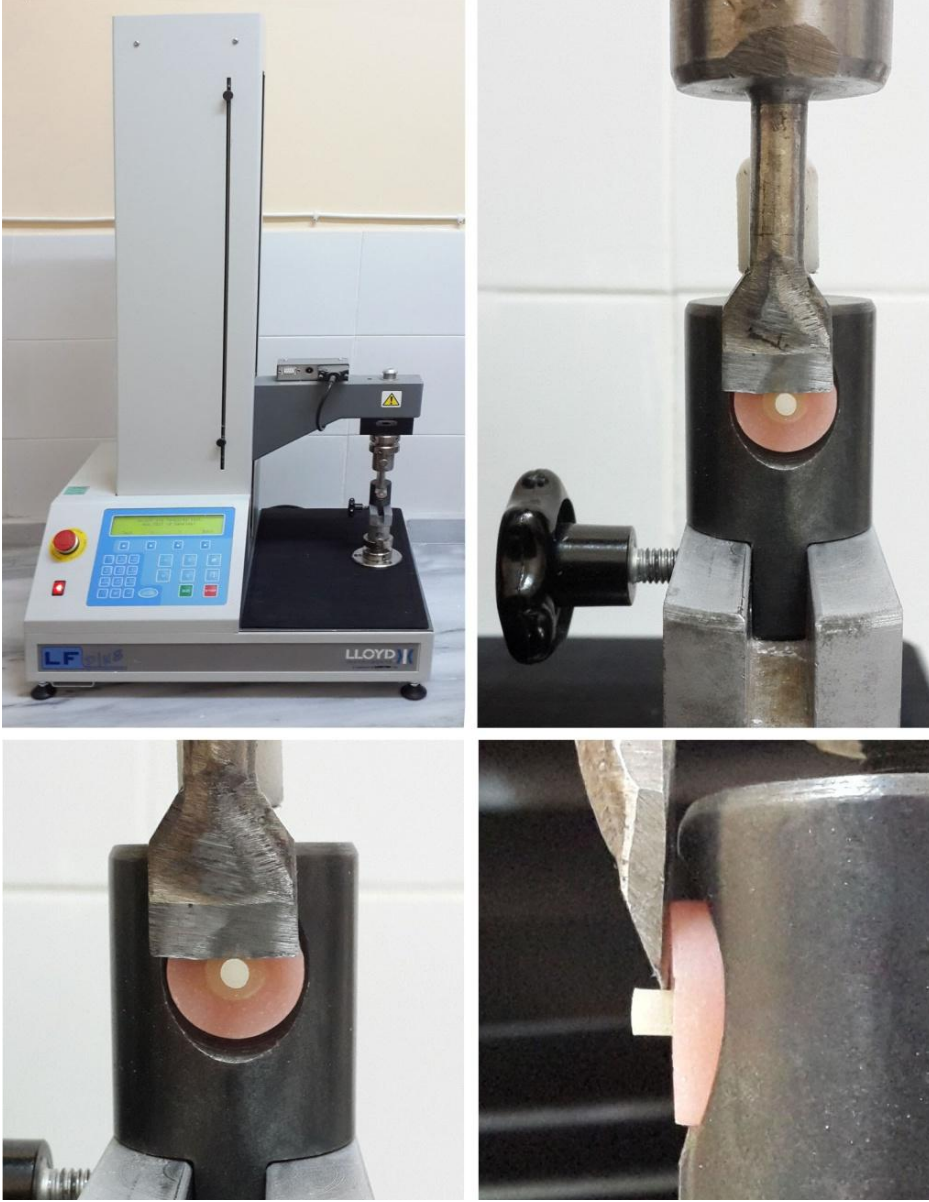
Termal siklus işlemi uygulanmayan alt gruplar distile su içerisinde 37°C de 24 saat bekletildikten hemen sonra, ikinci kez Termal siklusta bekletilen alt gruplar ise yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu.

3.5 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi Universal Test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtilen şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde tornada hazırlatıldı. Kırma aparatı, örneklerdeki kompozit yüzeyiyle 90° lik bir açı yapacak şekilde yerleştirdi ve örnekler 1 mm/dk. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.15). Kırma işleminde oluşan kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü, birim alana düşen yük miktarını aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi (Şekil 3.16). Elde edilen değerler her bir örnek için Nexygen software programı ile kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$
$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) \text{ (mm}^2\text{)} \quad r = \text{bağlanma yüzeyi çapı}$$

Şekil 3.16 Newton değerlerinin Megapaskal olarak elde edilmesinde kullanılan formül



Şekil 3.15 Üniversal test cihazı ve örneklere makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanması

3.6 Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası bütün kompozit örneklerin kopma yüzeyleri kendinden ışıklı stereomikroskop altında, 40X büyütmede incelendi (Şekil 3.17).



Şekil 3.17 Kopma tiplerinin incelenmesinde kullanılan stereomikroskop

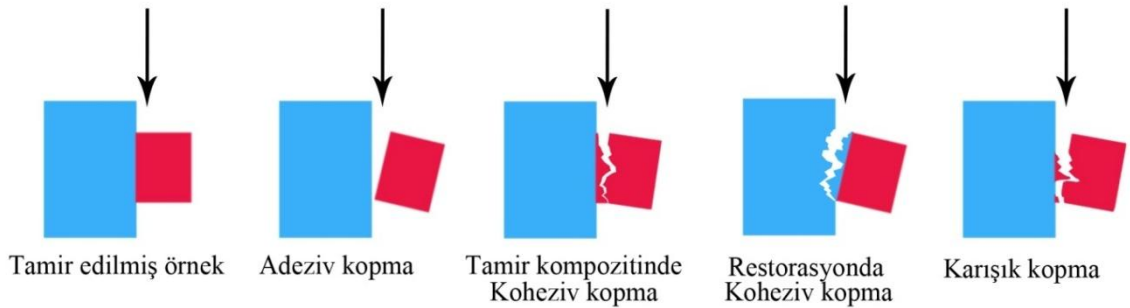
Oluşan kopma tipleri;

Adeziv kopma: Tamir kompozitinin, kompozit alt yapı ile bağlanma yüzeyinden tamamen ayrılması

Restorasyonda koheziv kopma: Restorasyon kompozitinin tamamen kendi içerisinde kopması

Tamir kompozitinde koheziv kopma: Tamir kompozitinin tamamen kendi içerisinde kopması

Karışık tip kopma: Her iki kırılma tipinin de görüldüğü kopma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.18 Kopma tiplerinin şematize edilmesi

3.7 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi sonrasında kopma yüzeylerini ayrıntılı olarak değerlendirmek için SEM analizleri yapıldı. Örneklerin incelenmesi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi SEM Laboratuvarı'nda 15.00 kv ile çalışan taramalı elektron mikroskobunda ikincil elektron görüntüsü yöntemiyle yapıldı (Şekil 3.19). SEM analizi yapılmadan önce makaslama bağlanma dayanımı testi sonucu kopan örnekler net olarak izlenebilmeleri için bakır bir kalıp üzerine yapıştırılarak sabitlendiler. Hazırlanan yüzeyler havasız bir ortamda Polaron SC 7620 Sputter Coater cihazında 4×10^{-2} mbar vakum oluncaya kadar bekletildi. Polaron SC 7620 Sputter Coater kullanılarak 90 A° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı ve X150, X500 büyütme altında incelendi.



Şekil 3.19 Çalışmada kullanılan SEM cihazı

3.8 İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (ver:14.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik varsayımlar yerine getirildiğinde (Kolmogorof-Simirnov) deney grupları arasında termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası makaslama bağlanma değerleri arasında fark olup olmadığı araştırılırken varyans analizi kullanılmıştır. Her bir grupta termal siklus öncesi ve termal siklus sonrası makaslama bağlanma değerleri arasında fark olup olmadığı araştırılırken, bağımsız gruplarda iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi (Student t) kullanılmıştır. Verilerimiz çizelgelerde aritmetik ortalama \pm standart sapma şeklinde belirtilerek yanılma düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

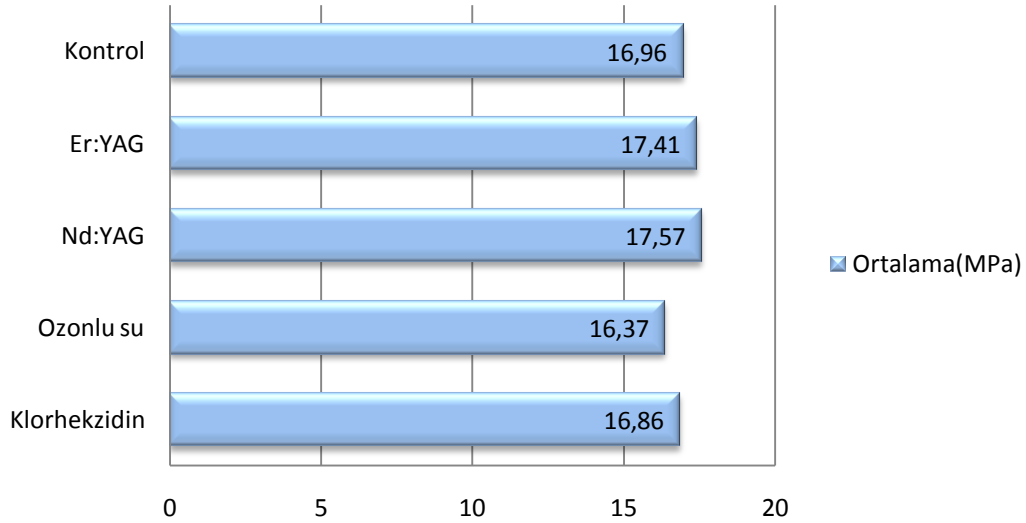
4.BULGULAR

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda ilk termal siklus uygulamasından sonraki değerlendirmede tüm gruplar arasında makaslama bağlanma kuvveti açısından istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Çizelge 4.1 de kontrol ve deney gruplarına ait tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin ortalama ve standart sapmaları gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 24 saat sonra kırılan grupların ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	(n)	Ortalama(MPa)	SD	Min. (MPa)	Max. (MPa)
Klorhekzidin	10	16,86	2,39	12,94	20,04
Ozonlu su	10	16,37	2,84	12,33	22,53
Nd:YAG	10	17,57	2,38	12,92	21,51
Er:YAG	10	17,41	2,43	13,13	20,54
Kontrol	10	16,96	4,09	10,77	23,31

Sonuç; $F=0,28$, $p=0,885$, $p>0,05$ önemsiz



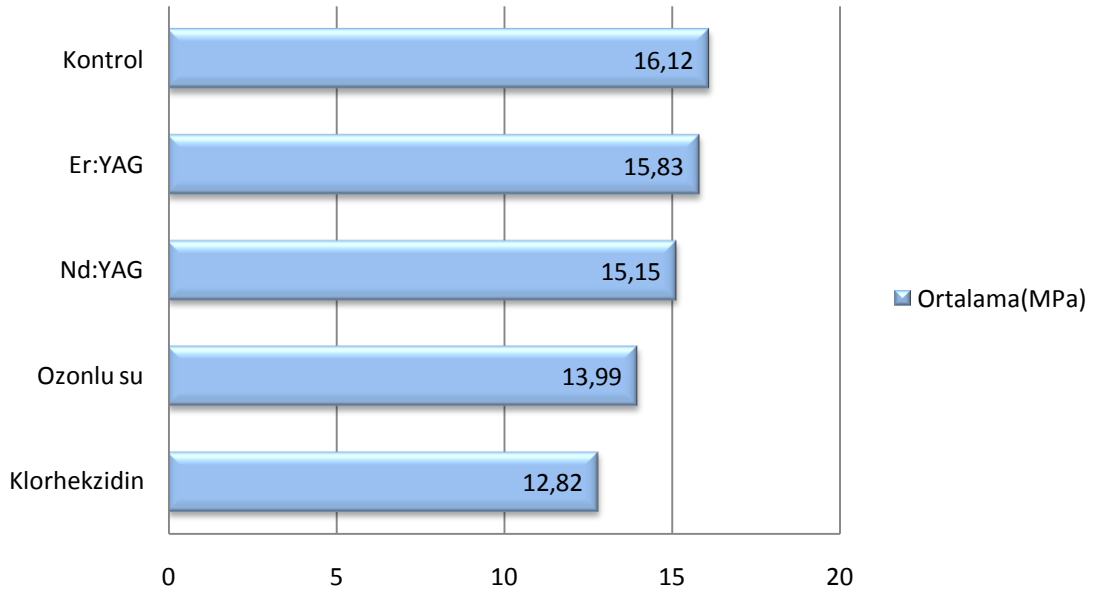
Şekil 4.1 24 saat sonra kırılan grupların ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri dağılımı

Kompozit tamir işlemleri uygulandıktan sonra tekrar termal siklus işlemine tabi tutulan tüm gruplar arasında tamir makaslama bağlanma kuvveti değerleri açısından istatistiksel olarak bir anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 Yaşlandırma sonrası kırılan grupların ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	(n)	Ortalama(MPa)	SD	Min. (MPa)	Max. (MPa)
Klorhekzidin	10	12,82	3,21	7,73	17,2
Ozonlu su	10	13,99	3,39	8,85	20,88
Nd:YAG	10	15,15	3,65	10,91	20,65
Er:YAG	10	15,83	2,85	11,27	20,4
Kontrol	10	16,12	3,68	11,06	24

Sonuç; $F=1,69$, $p=0,180$, $p>0,05$ önemsiz



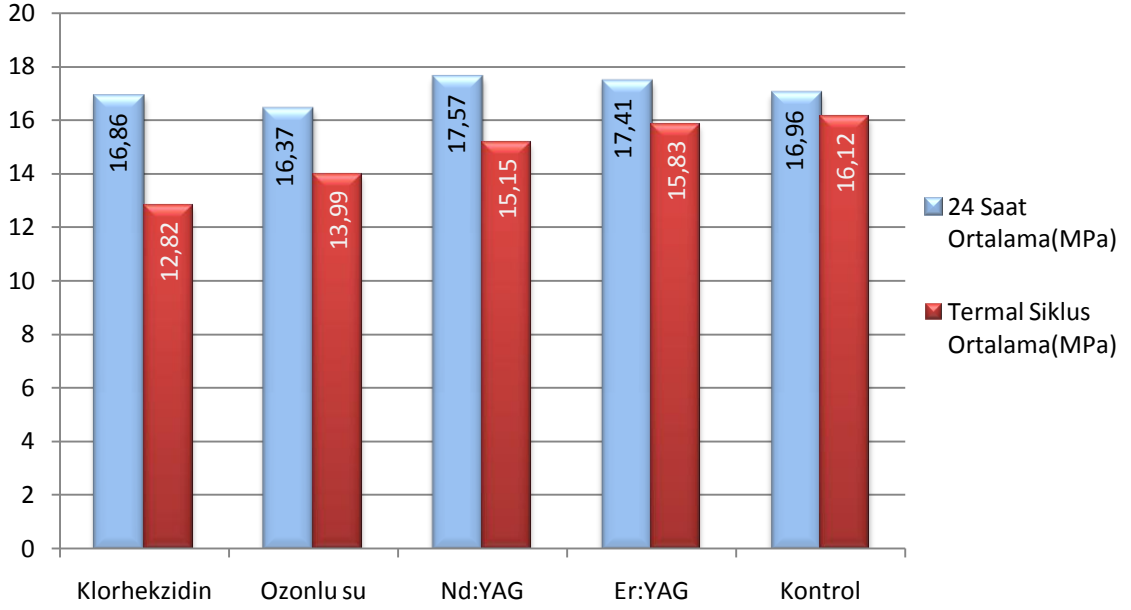
Şekil 4.2 Yaşlandırma sonrası kırılan grupların ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri dağılımı

Tüm örneklere tamir işlemi yapıldıktan sonra termal siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmada her bir grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde; Ozonlu su, Nd:YAG, Er:YAG ve Kontrol gruplarının tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmezken ($p>0,05$), sadece Klorhekzidin grubunda termal siklus uygulaması sonrası tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmiştir ($p<0,05$) (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3 Gruplardaki termal siklus öncesi ve sonrası ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Gruplar	24 Saat		Termal Siklus		P
	Ortalama(MPa)	SD	Ortalama(MPa)	SD	
Klorhekzidin	16,86	2,39	12,82	3,21	t=3,18 P=0,005 *
Ozonlu su	16,37	2,84	13,99	3,39	t=1,69 P=0,107
Nd:YAG	17,57	2,38	15,15	3,65	t=1,75 P=0,096
Er:YAG	17,41	2,43	15,83	2,85	t=1,33 P=0,199
Kontrol	16,96	4,09	16,12	3,68	t=0,48 P=0,635

* $p<0,05$ önemli



Şekil 4.3 Gruplardaki termal siklus öncesi ve sonrası ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri dağılımları

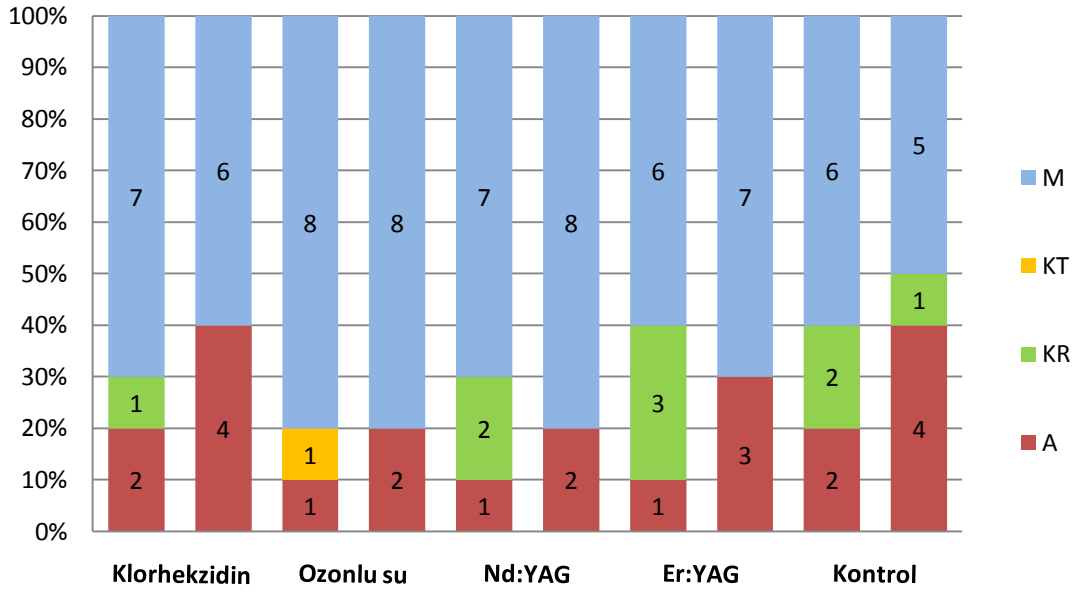
4.1 Kopma Tipi Bulguları

Deney örneklerinin kopma tipleri Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında bulunan stereo mikroskopunda ışık altında incelendiğinde adeziv kopma, restorasyon materyalinde koheziv kopma, tamir materyalinde koheziv kopma ve karışık kopma tipleri tespit edilmiştir. Tüm gruplarda baskın olan kopma tipi karışık tip kopma olarak bulunmuştur. Kopma tiplerinin dağılımı Çizelge 4.4 ve Şekil 4.4'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.4 Kopma tiplerinin dağılımı

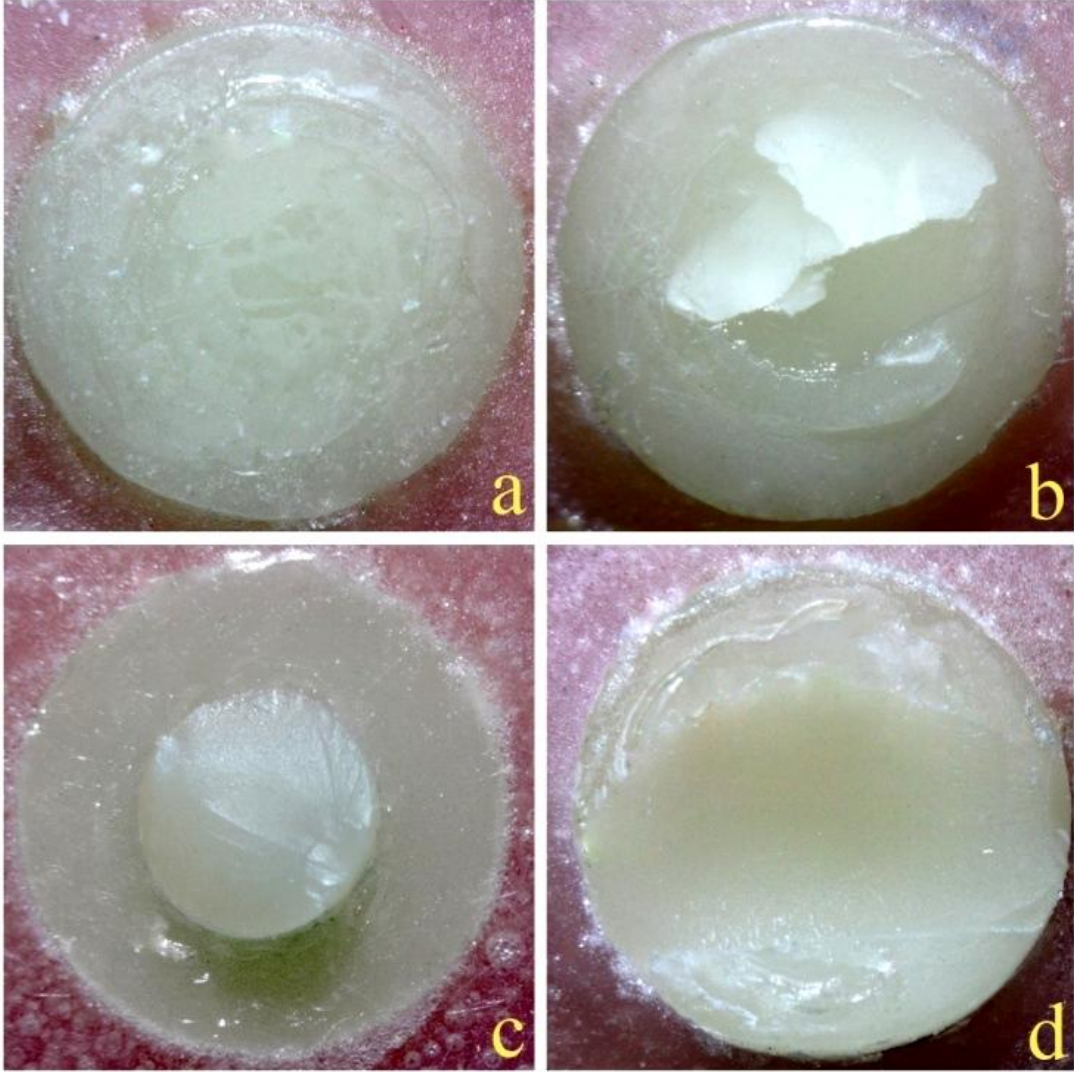
Kırılma Tipi	Klorhekzidin		Ozonlu su		Nd:YAG		Er:YAG		Kontrol	
	24 saat	Termal Siklus	24 saat	Termal Siklus	24 saat	Termal Siklus	24 saat	Termal Siklus	24 saat	Termal Siklus
Adeziv	2	4	1	2	1	2	1	3	2	4
Koheziv Restorasyonda	1	0	0	0	2	0	3	0	2	1
Koheziv Tamir Kompozitinde	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
Karışık Tip	7	6	8	8	7	8	6	7	6	5

Kopma Tipleri Dağılımı



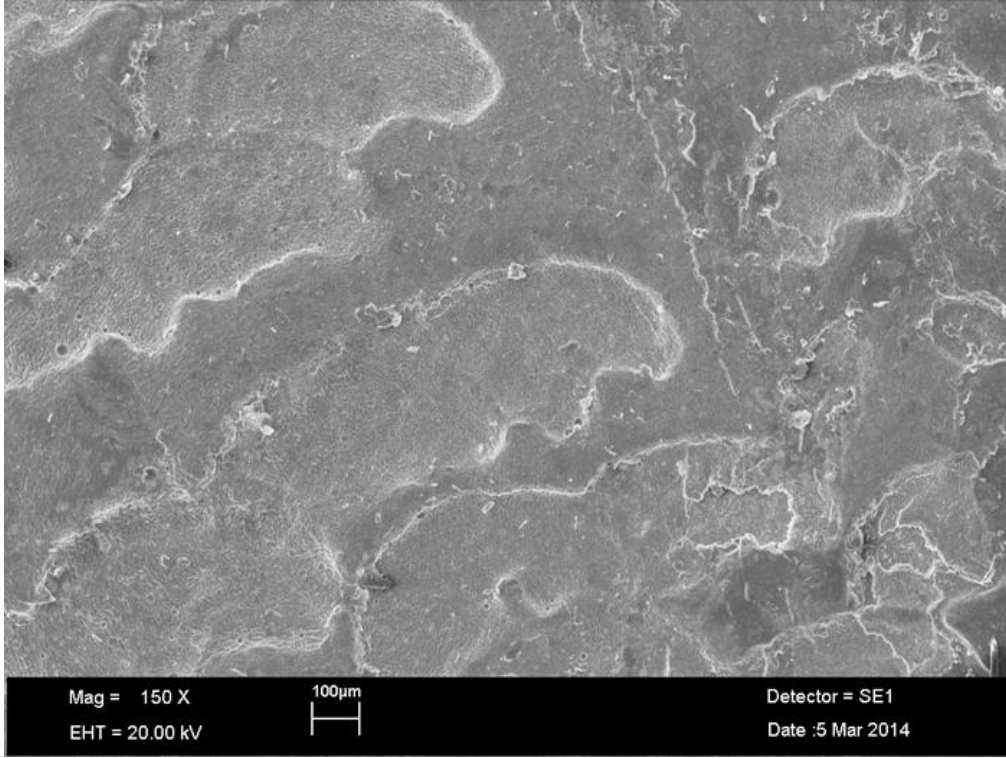
Şekil 4.4 Gruplara ilişkin kopma tiplerinin dağılımı. **A**: Adeziv kopma, **KR**: Restorasyonda koheziv kopma, **KT**: Tamir restorasyonunda koheziv kopma, **M**: Karışık kopma

4.2 Kopma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri

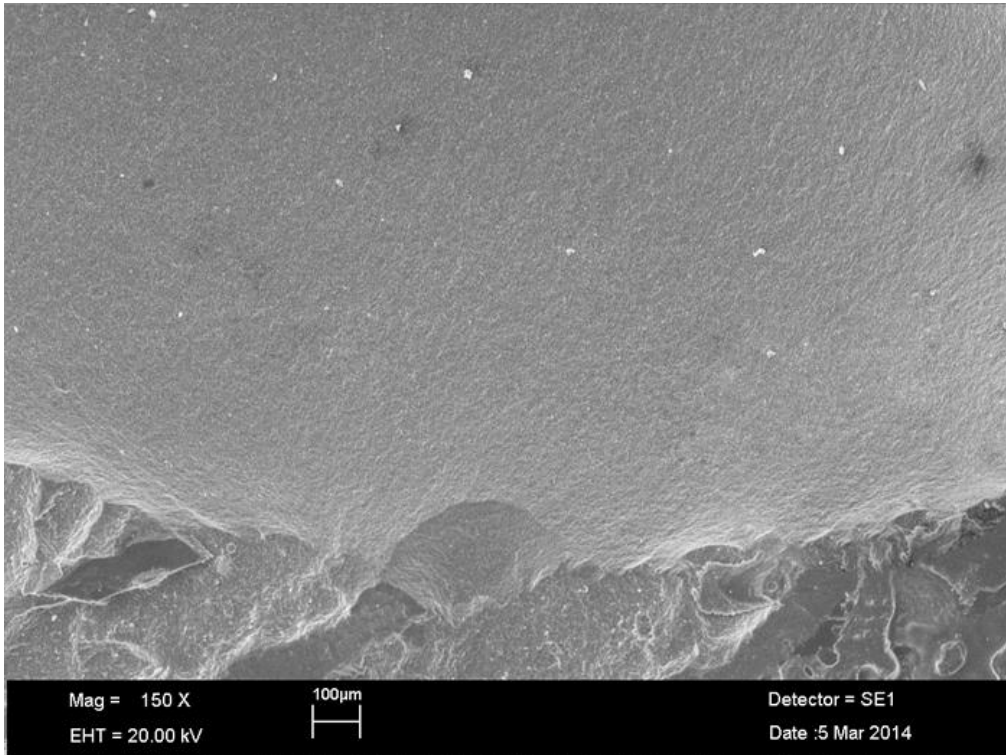


Şekil 4.5 Kopma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri. **a:** Klorhekzidin grubuna ait adeziv tip kopma örneği (**A**), **b:** Nd:YAG grubuna ait karışık tip kopma örneği (**M**), **c:** Ozonlu su grubuna ait tamir restorasyonunda koheziv kopma örneği (**KT**), **d:**Er:YAG grubuna ait restorasyonda koheziv kopma örneği (**KR**).

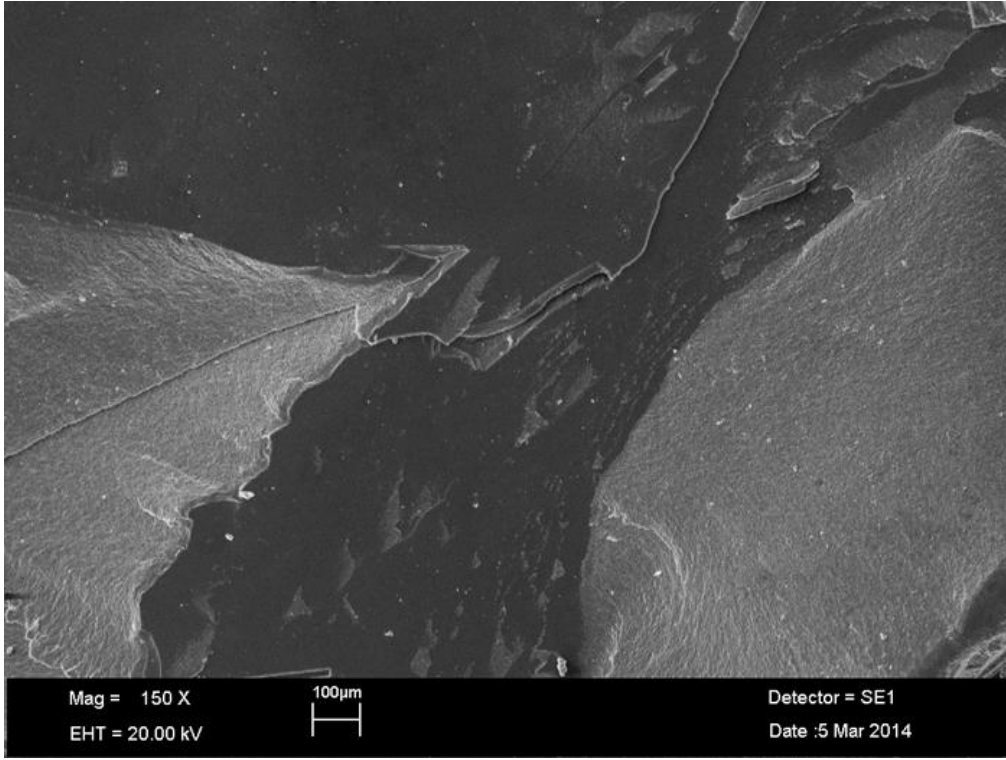
4.3 SEM Bulguları



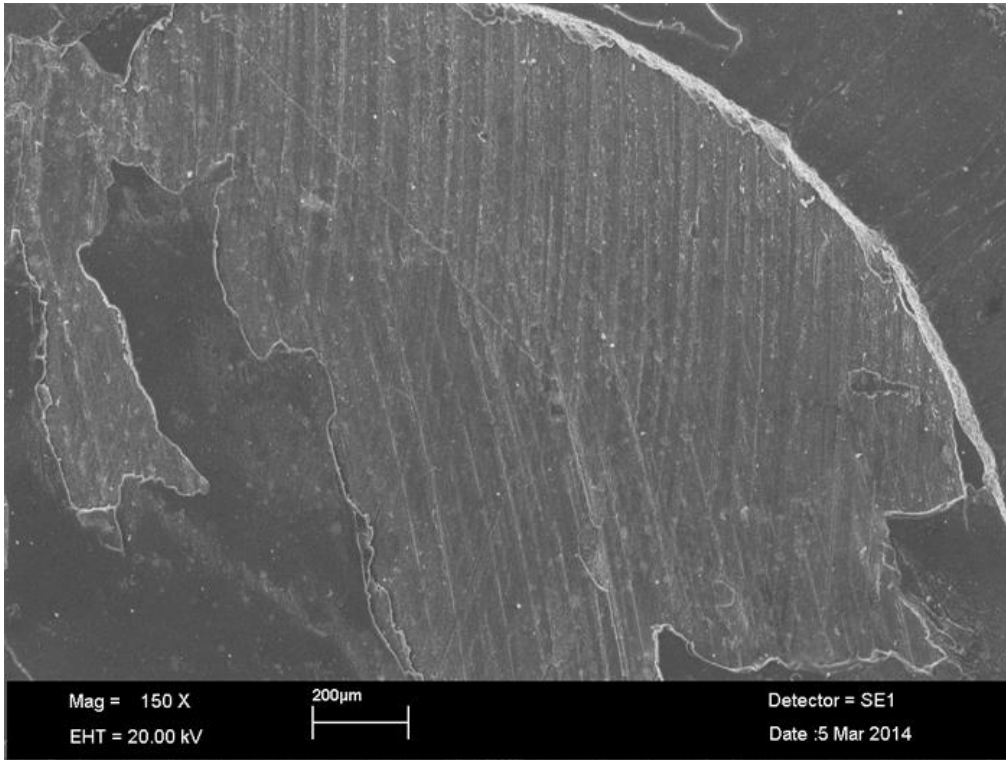
Şekil 4.6 Er:YAG lazer grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü



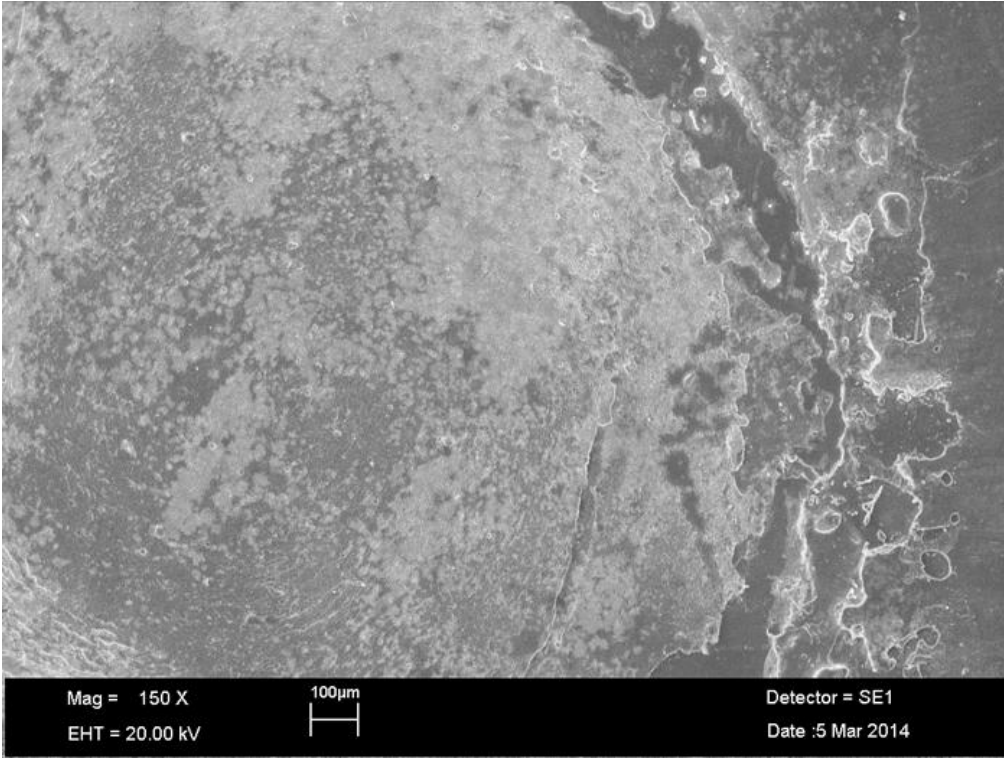
Şekil 4.7 Er:YAG lazer grubuna ait restorasyonda koheziv kopma gösteren SEM görüntüsü



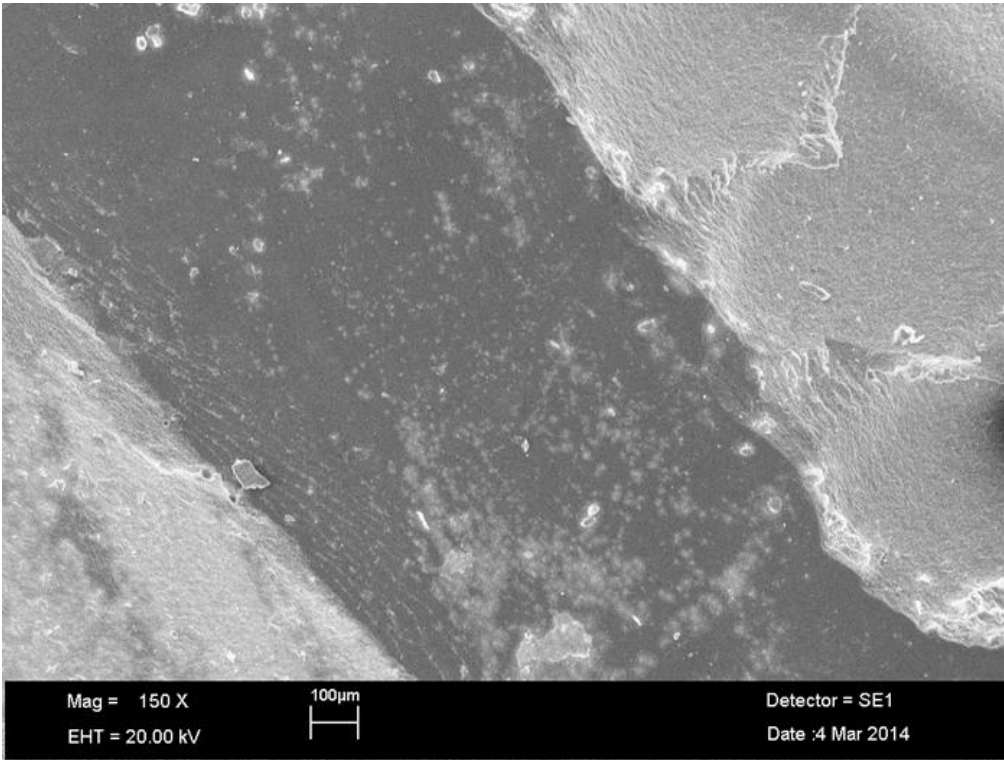
Şekil 4.8 Klorhekzidin grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü



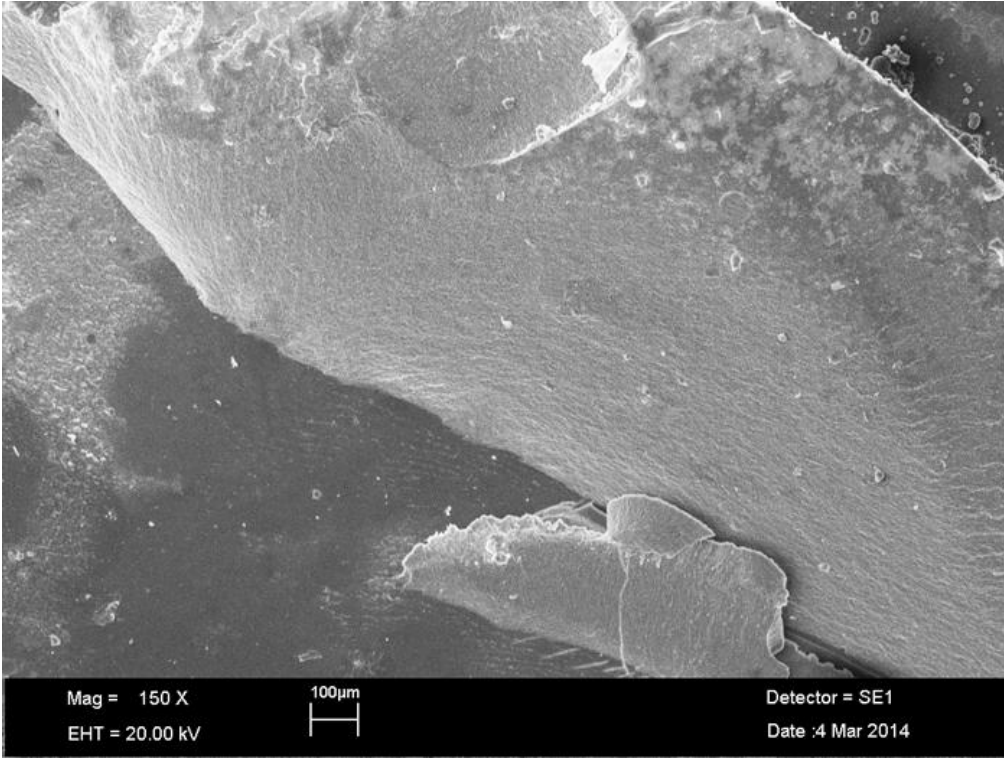
Şekil 4.9 Klorhekzidin grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü



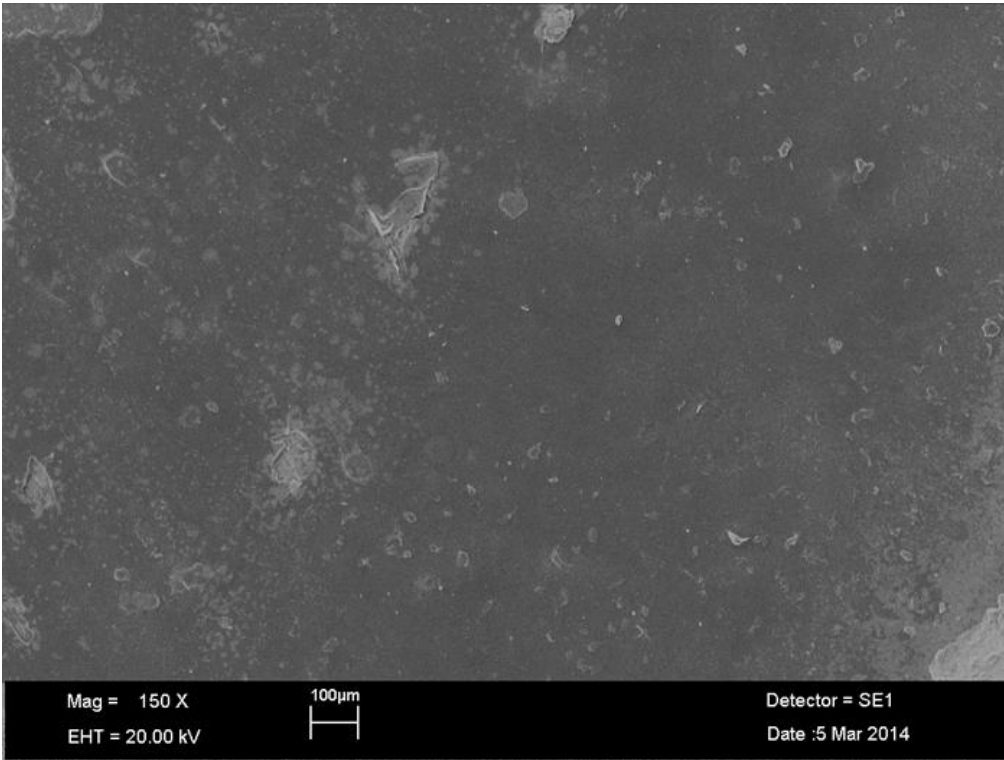
Şekil 4.10 Nd:YAG grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.11 Nd:YAG grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.12 Ozonlu su grubuna ait karışık tip kopma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.13 Ozonlu su grubuna ait adeziv tip kopma gösteren SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Restoratif materyaller sürekli iyileştirilmelerine rağmen, dental restorasyonlar özellikle sekonder çürük ve marjinal kusurlar nedeniyle, başarısızlığa uğrayabilmektedir. [5-7]. Restorasyonun klinik performansı değerlendirilirken farklı kriterlere farklı skorlar verilmektedir. Bu skorlar sıralaması içinde defektli fakat ağızda bir süre daha kalabilir anlamına gelen skorlar da bulunmaktadır [162, 163]. Diş hekimi eski bir diş restorasyonunda bu skorla tanımlayabileceği bir defektle karşılaştığında, defektli restorasyonu söküp yerine yeni bir restorasyon yapma (replacement) ile defektli restorasyonu bırakıp belirli aralıklar ile diş kontrol etme arasında çoğu kez kararsız kalmaktadır. Çünkü; restorasyondaki defekt varlığını sürdürdüğünde, aradan belirli bir süre geçtikten sonra ciddi komplikasyonlara, zemin hazırlamaktadır. Örneğin çürük riski yüksek bireyde restorasyonun marjinalindeki uyumun bozuk olması sekonder çürüklere elverişli bir durum oluşturmaktadır. Defektli restorasyonun çıkartılıp yerine yeni bir restorasyonun yapılması da ileriye yönelik dişte madde kaybı ile direncin azalması ya da pulpanın irritasyonu gibi komplikasyonlara yol açmaktadır. Böyle bir durumda bugünün adeziv diş hekimliği ürün ve uygulama metolarından yararlanılarak restorasyonun çıkarılmadan yalnızca defektli bölgenin ya da sekonder çürüğün uzaklaştırılıp eski restorasyonla bütünleştirilmiş tamirin yapılması gündeme gelmektedir. Defektli restorasyonların sökölüp yerine yenisinin yapılmasına karar verirken, dişte madde kaybı oluşturmasının yanı sıra her yeni yapılan restorasyonun ekonomik bir maliyeti olmasına kadar uzanan geniş bir perspektifte düşünülmelidir [164]. Bu nedenlerden dolayı restorasyonlarda oluşabilen performans kaybı durumunda, yeni bir restorasyon yapımı yerine daha konservatif ya da diğer bir terminoloji ile minimal invaziv yaklaşımla kompozit materyallerinin tamir edilmesine ilişkin bir *in vitro* çalışma planlanmıştır.

Restorasyonların ve bağlayıcı sistemlerinin değerlendirilmesinde klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmalarına göre daha uygun bir yöntem olmasına karşın klinik çalışmalar zaman alıcı ve maliyetleri daha yüksektir [165, 166]. Bunların yanı sıra uzun dönem hasta takibinin zorluğu ve ağız ortamında ki stres faktörlerinin çokluğu başarısızlığın gerçek nedenini anlamamızı zorlaştırır [167, 168]. Ayrıca kompozit tamir dayanımı çalışması yapacak hekim, ağız ortamında orijinal restorasyonları tanımlayamayabilir ve uyumlu, tavsiye edilen adezivleri seçemeyebilir [169]. *In vivo* çalışmalarda örneklerin seçimi, oral kavitede ki nem ve manüplasyon çalışmanın

sonuçlarını etkilemektedir; ancak laboratuvar testlerinde tek bir değişken değerlendirilirken diğer faktörler sabit tutulabilmektedir. Ayrıca *in vitro* çalışmalar ucuzdur, daha hızlı ve kolay yapılabilir [170].

Mason ve ark. [170] dört adet bağlayıcı sisteminin *in vivo* ve *in vitro* koşullarda hazırlanan örneklerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma sonucunda, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında anlamlı farkların bulunmadığını ve *in vitro* testlerle de güvenilir sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı bizde testlerimizi *in vitro* koşullarda gerçekleştirdik [171, 172].

Restorasyonların bağlanma kuvvetleri araştırılırken en yaygın kullanılan testler makaslama ve çekme bağlanma testleridir [173, 174]. Cardoso ve ark. [175] makaslama bağlanma testlerinde çekme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar elde edildiğini, makaslama streslerinin klinik durumu daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir. Ayrıca çekme bağlanma testlerinin laboratuvar aşamaları daha güçtür. Örneklerin kesilmesi esnasında lateral kuvvet oluşması kopmalara yada bağlanma kuvvetinin azalmasına neden olabilmektedir. Bunun yanı sıra kesim esnasında oluşabilecek ısı artışı ve elde edilen örneklerin kısa sürede dehidrate olması bağlanma değerlerinde olumsuzluklar oluşturabilir. Örneklerin bağlanma dayanımları test edilirken oluşabilecek tork kuvvetleri de hatalı sonuçlar elde edilmesine neden olabilmektedir [176]. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı test metodu kullanılmıştır.

Bağlanma kuvvetlerinin incelendiği çalışmalarda örneklerin yüzey preparasyonları da farklılıklar göstermektedir [177]. Yüzey preparasyonunda elmas ve karpit frezler, silikon karpit zımparalar, elmas ve alüminyum diskler kullanılabilir [178]. Yüzey bitirme işlemleri ise 180 grit ile 1200 grit arasında değişen büyüklüklerde silikon karpit zımparalar ile yapılmaktadır [179]. Biz çalışmamızda homojen bir yüzey elde etmek amacı ile yüzey işlemini yalnızca 400 grit silikon karpit zımpara kullanarak gerçekleştirdik [169, 180].

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, restorasyon materyallerinin bağlanma yüzey alanları farklılıklar göstermekle birlikte genellikle 3-10 mm çapındaki alanlar tercih edilmektedir [176]. İki aşamalı asitleme-yıkama sistem bir adezivle yapılan bir çalışmada 2 mm ve 5 mm çapında ki örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bildirmezken, 1 mm çapındaki örnekler istatistiksel olarak daha yüksek, 6 mm çapındaki örnekler daha düşük makaslama

bağlanma dayanımı göstermiştir [181]. Bizde çalışmamızda bağlanma yüzeyi çapını 3 mm ve yüzey alanını 7.065 mm² olarak belirledik.

Makaslama bağlanma dayanımı testleri uygulanırken, kullanılacak cihazların kafa hızının ISO standartlarına göre 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir [138]. Ancak Takemori ve ark. [182] yaptıkları çalışmada 0,5 - 5 mm/dk kafa hızları arasında, makaslama bağlanma dayanımı açısından bir fark bulunmadığını bildirirken, Oshida ve ark. [183] 10 mm/dk ve 5 mm/dk kafa hızlarında 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk hızlarına göre daha yüksek bağlanma değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bizde örneklerimizi Tezvergil ve ark. [69] çalışmasındakine benzer olarak Universal test cihazında 1 mm/dk kafa hızında test ettik.

Kompozit rezinler günümüz diş hekimliğinin en çok ilgi gören ve araştırılan materyallerindendir. Aşınma dirençleri, fiziksel ve estetik özellikleri son yıllarda oldukça geliştirilmiş olmasına rağmen polimerizasyon büzülmesi sorunu halen kompozit rezinlerin posterior dişlerde direkt kullanımını sınırlandırmaktadır [184]. Polimerizasyon büzülmesi sonucunda diş dokularında mekanik stresler oluşmakta, bu stresler kasplarda harekete, kenar uyumunda başarısızlıklara ve kenar sızıntısına yol açmaktadır [185].

Kompozit restoratif materyaller geleneksel olarak metakrilat teknolojisine dayanmaktadır [1] ve bu materyaller daha iyi fiziksel özellikler ve optimal estetik görünüm elde etmek için sürekli geliştirilmektedir. Son yıllarda siloran bazlı kompozit rezinler gibi yeni restoratif materyaller, geleneksel kompozit rezinlere alternatif olarak geliştirilmiştir [2-4]. Siloranlar, siloksanlar ve oksiranların birleştirilmesiyle elde edilen açık-halka monomerleridir. Bu restoratif materyaller, dental uygulamalar sırasında metakrilat bazlı kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve sonrasında meydana gelen polimerizasyon stresleriyle başa çıkabilmek için üretilmiştir [2, 4]. Ayrıca metakrilat bazlı kompozitlerle karşılaştırıldığında streptokok tutulumu daha azdır [186]. Siloran kompozitlerin bu gibi avantajları sebebiyle biz de çalışmamızda bu kompoziti tercih ettik.

Başarısız bir restorasyonun değiştirilmesi yerine restorasyonun tamiri, diş yapısından gereksiz kaybı önlemek için iyi bir alternatiftir. Sekonder çürükler ve renklenmiş restorasyon marjinleri tamir işlemi öncesi uzaklaştırıldığında, tamir bölgesinde karyojenik bakteri varlığının devam edip etmeyeceği konusunda bazı endişeler ortaya çıkar [187]. Restorasyon altında rezidüel enfeksiyon varlığı nedeniyle çürük tekrarı riskini ortadan kaldırmak için lezyonun uzaklaştırılmasının yanı sıra

kavitenin dezenfeksiyonu da önerilmiştir [16, 188]. Antimikrobiyal aktivitesinin yanı sıra, bir kavite dezenfektanında aranan özellik, restorasyonun tamiri sırasında adeziv işlemler üzerinde herhangi bir zararlı etkisi olmamasıdır. Klorhekzidin veya sodyum hipoklorit gibi yaygın kullanılan dezenfektan maddeler adezyon üzerinde olumsuz etki gösterdiklerinden, [189, 190] yeni ürünler araştırılmıştır [188]. Önceki çalışmalar adeziv prosedürler öncesi diş sert dokularında ozon uygulamasını teşvik edici niteliktedir [30, 31, 191, 192]. Ayrıca son yıllarda lazer sistemleri de diş sert dokularında antibakteriyel özellikleri sebebiyle kullanılmaktadır [36, 37, 39, 40]. Bu çalışmada restorasyon tamirinde klorhekzidin, ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazerin dezenfektan olarak kullanımının etkisi araştırılarak, bu yöntemlerin kullanım alanlarının genişletilmesi üzerinde durulmuştur.

Yapılan çalışmalarda klorhekzidin mutans streptokoklara ve dentin çürüklerine karşı en etkili kemoterapötik ajanlardan olduğu belirtilmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır [81, 88]. Bu nedenle planlanan bu çalışmada kimyasal dezenfektan olarak %2 klorhekzidin içerikli bir kavite dezenfektanının kullanımı tercih edilmiştir.

Klorhekzidin pozitif elektrik yüküne sahipken, bakteri hücre membranı negatif yüklü moleküllere sahiptir. Negatif ve pozitif yükler arasındaki etkileşim klorhekzidin molekülleri içerisinde bakterilere karşı bir birleşme eğilimi oluşturur. Bakteri ve klorhekzidin molekülleri arasındaki bu etkileşim, bakteri hücre duvarının geçirgenliğini artırır. Bu durum yıkıcı ajanların sitoplazma içerisine geçmesine ve en son olarak mikroorganizmanın ölümü ile sonuçlanır [193].

Çalışmamızda hem termalsiklus öncesi hem de termalsiklus sonrasında klorhekzidin grubu, diğer gruplarla karşılaştırıldığında, tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir (Çizelge 4.1, 4.2, Şekil 4.1, 4.2). Literatürde kavite dezenfektanı olarak klorhekzidin uygulanmasının kompozit rezinlerin tamir makaslama bağlanma kuvveti değerleri üzerine etkisini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda elde ettiğimiz bulguları adeziv sistemlerin makaslama bağlanma kuvvetine klorhekzidin uygulamasının etkisini inceleyen çalışmalarla karşılaştırdık.

Bu çalışmanın sonuçları asitleme-yıkama ve iki aşamalı self-etch adeziv sistemler kullanılarak yapılan önceki çalışmaların bulgularıyla uyum içerisindedir [193-197]. Bu çalışmalarda araştırmacılar, klorhekzidin uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetine negatif bir etkisi olmadığını kullanılan adeziv rezinin

klorhekzidinle olan uygunluğuna dayandırmışlardır. Klorhekzidin gibi dezenfektan ajanların kompozit restorasyonların bağlanması üzerine etkisi adeziv rezinin tipine ve adeziv rezinin dezenfektan ajanlarla etkileşimine bağlı olduğu bildirilmiştir [198].

Ancak bizim çalışmamızın sonuçları asitleme-yıkama adeziv sistemler kullanılarak yapılan diğer çalışmaların sonuçları ile uyuşmamaktadır [19, 20, 199]. nceki çalışmalarda klorhekzidin bağlanma kuvvetini ters yönde etkilediği bildirilmiştir. Sonuçlardaki bu uyuşmazlık, yüzey preparasyon tekniklerindeki farklılıklara ve elastik modülü gibi materyal özelliklerine bağlı olabilir [200]. Ayrıca, kullanılan adeziv rezinlerdeki farklılıklar da farklı sonuçlar çıkmasının diğer bir nedeni olabilir [197]. Daha önce yapılan asitleme-yıkama adeziv sistemlerin kullanıldığı bazı çalışmalarda klorhekzidin kompozit-dentin bağlanma kuvvetini arttırdığı bildirilmiştir [201-203]. Sonuçlardaki bu farklılıklar, önceki çalışmalarda klorhekzidin asitleme işleminden sonra kullanılmasına ve/veya diğer dezenfektan ajanlarla kombine kullanılmasına dayandırılabilir.

İdeal bir dezenfektan antimikrobiyal etkisinin yanı sıra diş dokusu ile eski restorasyonun yeni restoratif materyal arasındaki bağlanmayı olumsuz etkilememelidir. Oral enfeksiyonlardan sorumlu mikroorganizmaların yok edilmesinde 2-4 mg/lit (ppm) konsantrasyonundaki ozonlu suyun yeterli olduğu bildirilmiştir [204]. Bu çalışmada 4 ppm konsantrasyonunda ozonlu su uygulamasının siloran bazlı restoratif materyalin tamir dayanımına etkisi incelenmiştir ve ozonlu su uygulamasının hem termalsiklus öncesi hemde termalsiklus sonrasında, ozonlu su grubu diğer gruplarla karşılaştırıldığında, tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemiştir (izelge 4.1, 4.2).

Dental literatür incelendiğinde, ozonlu su uygulamasının kompozit rezinlerin tamir makaslama bağlanma kuvveti değerleri üzerine etkisini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda elde ettiğimiz bulguları adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetine, ozonlu su uygulamasının etkisini inceleyen çalışmalarla karşılaştırdık.

Çalışmamızda ozonlu su uygulaması kontrol grubuyla karşılaştırıldığında siloran bazlı kompozitlerin tamir bağlanma kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. Çalışmamızın sonuçları ozonlu su uygulamasının diş sert dokularında kullanıldığı bağlanma kuvveti çalışmalarıyla paralellik göstermektedir[32-34].

Pithon ve Santos [34] çalışmalarında, rezin modifiye cam iyonmer simanlarda bağlanma kuvvetine ozonlu suyun negatif bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir. Ozonlu su, sodyum hipoklorit (%2,25), klorheksidin (%2) ve ozon gazı gibi diğer dezenfektan ajanlarla karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark göstermemiştir [33]. Garcia ve ark. [32] iki aşamalı adeziv sistemlerin (Adper Single Bond 2, XP Bond) kompozit rezin-dentin bağlanma kuvvetine ozon gazı ve ozonlu suyun etkisini incelemişler ve ozonlu suyun bağlanma kuvvetlerinde olumsuz bir etki oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Önceki çalışmalarda tedavi öncesi dentinde ozon gazı kullanımının iki aşamalı asitleme-yıkama adezivlerde [25, 205] ve self-etch adeziv sistemlerde [205-207] rezin-dentin/mine bağlanma kuvvetini ve adeziv sistemlerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilemediği bildirilmiştir [30]. Benzer şekilde, ozon gazı uygulamasının farklı yapılarıdaki kompozitlerin tamir bağlanma kuvveti değerlerinin kontrol gruplarıyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bildirilmiştir [169, 180].

Papacchini ve ark. [208] çalışmalarında özellikle ara bağlayıcı ajan olarak bir adeziv kullanıldığında hidrojen peroksitin kompozit tamir bağlanma kuvveti üzerinde zararlı bir etki yarattığını göstermişlerdir. Yazarlar bu sonucun, tamir edilecek kompozit yüzeyi üzerinde artık hidrojen peroksit ve oksijenin istenmeyen etkileşiminden kaynaklandığını açıklamışlardır ve tamir işleminde kullanılan ara bağlayıcı ajanın polimerizasyonunu zayıflatabilecek oksijenin atmosferden kaynaklandığını bildirmişlerdir [208]. Ozonun oksidatif etkisinin kompozit yüzeyinde kritik miktarda oksijen yan ürünleri oluşumuna yol açmadığı iddia edilebilir. Doğrudan ya da termal siklus işleminden sonra uygulanan ozonun, kompozitin mikromekanik özellikleri üzerine herhangi bir etkisinin olmaması (Çizelge 4.3), ozon uygulanması yoluyla kompozit yüzeyinin kimyasal modifikasyonunun pek mümkün olmadığı tezini desteklemektedir [180]. Diğer taraftan hidrojen veya karbamid peroksit gibi yaygın kullanılan bleaching ajanlarının kompozitin bazı fiziksel özelliklerini etkilediği bildirilmiştir [209-211].

Rezin-dentin ara yüzeylerine ozon uygulaması, beyazlatma amacı ile kullanılan hidrojen peroksit ve saklama amacı ile kullanılan sodyum hipoklorit gibi diğer oksidanların uygulamaları ile karşılaştırılabilir [212-215]. Örneğin bu iki ürün adeziv ara yüzeyinde bozulmaya neden olur, [212-214] fakat buna karşın bizim çalışmamızda Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2'de gösterildiği gibi kontrol grubuyla karşılaştırıldığında ozon

uygulanan gruplarda bir farklılık gözlenmemektedir. Bu durumun sebebi olarak da ozonun konsantrasyonu ve kontak süresinin az olması olabilir [32].

Önceki çalışmalarda ozonlu suyun tek başına[33, 216] ya da sonik sistemlerle kullanımı,[204] ozon gazına benzer etkiler göstermiş olmasına rağmen, bahsedilen bu çalışmalarda deneysel *in vitro* modeller, kültür ortamları ve kullanılan mikroorganizma türleri farklılık göstermektedir. Ozonlu su kullanımı, hastanın ozonu inhale etmesinin önlenmesi ve hermetik bir kapama gerektirmemesi gibi avantajları nedeniyle ozon gazı kullanımına bir alternatif olabilir [32].

Potansiyel reziduel çürükleri önlemek amacıyla, ozonlu su ve klorheksidin gibi dezenfektan solüsyonların yanı sıra lazer teknolojilerinin kullanımı da kavite preparasyonundan sonra alternatif dezenfektan tedavi yaklaşımları olarak önerilmektedir [18]. Kavite dezenfeksiyonunda lazer kullanımı ile ilgili çalışmalar sınırlı olmasına rağmen, bu konuda yapılmış çalışmalar da vardır [37, 38, 156, 157, 217].

Nd:YAG lazerler çürük uzaklaştırılmasında, bakteriyel kontaminasyonun azaltılmasında, kök kanal tedavilerinde, dentin hassasiyetinin azaltılmasında, dentin çürüklerinin remineralizasyonunda, pit ve fissür örtücü uygulamaları gibi bir çok klinik prosedür içerisinde kullanılabilirler [218-221]. Nd:YAG lazerin mine ve dentin yüzeyinde değişim ve modifikasyonlara neden olduğu birçok çalışma vardır [222-224]. Bazı çalışmalarda dentin yüzeyine uygulanan Nd:YAG lazerin, adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir [139, 225]. Buna karşın, diğer çalışmalarda da dentin yüzeyine Nd:YAG lazer uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini arttırdığı bildirilmiştir [226]. Ancak dentine uygulanan Nd:YAG lazerin adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini etkilemediği çalışmalarda mevcuttur [40, 227].

Oskoe ve ark.[228] siloran bazlı bir kompozitin tamir bağlanma kuvvetine Nd:YAG (3W, 150 mJ, 20 Hz) lazerin etkisini incelemişler ve kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında Nd:YAG lazerin tamir bağlanma kuvvetini anlamlı şekilde arttırdığını bildirmişlerdir. Kimyai ve ark.[229] iki farklı mekanik yüzey preparasyon tekniğini (air abrazyon ve Nd:YAG lazer) inceledikleri kompozit tamir çalışmalarında, Nd:YAG (3W, 150 mJ, 20 Hz) lazer grubunun kontrol grubuyla karşılaştırıldığında tamir bağlanma kuvvetini anlamlı derecede attırdığını bildirmişlerdir. Kompozit rezin yüzeyine uygulanan Nd:YAG lazerin etkisinin araştırıldığı çalışmaların sınırlı olmasına rağmen, Türkmen ve ark.[230] kompozit rezin yüzeyine Nd:YAG lazer uygulamasının,

kompozit yüzeyinde krater formasyonları, mikroçatlaklar ve pöröziteler oluşturduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmalarda[228-230] bağlanma kuvvetinin artmasının yüksek modlarda kullanılan Nd:YAG lazerin oluşturduğu mikroretansiyona bağlı olabileceği düşüncesindeyiz.

Bizim çalışmamızda Nd:YAG lazer (1,5W gücünde, 100 mJ enerji düzeyinde, 15 Hz frekansta) bakterisidal etkisi sebebiyle kavite dezenfektanı olarak kullanıldı [40, 157]. Bu uygulama modu ve zamanında siloran bazlı kompozit yüzeyine uygulanan iki aşamalı bir self-etch adeziv olan Siloran Adeziv Sisteminin kompozit tamir bağlanma dayanımı değerleri Nd:YAG lazer uygulamasından etkilenmemiştir (Çizelge 4.1, 4.2). Ozonlu su ve klorhekzidin grupları ile karşılaştırıldığında bağlanma kuvveti yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamakla birlikte Nd:YAG grubundaki bağlanma kuvveti değerleri biraz daha yüksek bulunmuştur.

Erbiyum lazerlerin diş hekimliğindeki kullanım alanlarından dolayı, birçok araştırmacı bunların dental materyaller üzerindeki etkilerini araştırmaktadır. Lizarelli ve ark. [231] eski bir kompozit restorasyon, mine yüzeyi seviyesinde ise lazer kullanımının avantajlı olabileceğini, çünkü daha fazla mineralize bileşimin, diş sert dokularını lazer sistemine daha dirençli hale getirdiğini bildirmişlerdir. Böylece orijinal diş dokusu korunurken, eski kompozit rezin uzaklaştırılabilir. Bu nedenle, lazer eski kompozit restorasyonların tamiri için iyi bir seçim olabilir. Seramik [232-234] ve indirek kompozit [235, 236] restorasyonların tamir bağlanma gücü üzerinde lazerlerin etkilerini değerlendiren birçok çalışma vardır.

Oskoe ve ark. [228] siloran bazlı bir kompozitin tamir bağlanma kuvvetine Er;Cr:YSGG lazerin etkisini incelemişler ve kontrol grubuyla karşılaştırdıklarında tamir bağlanma kuvvetini anlamlı şekilde arttırdığını bildirmişlerdir. Kimyai ve ark. [236] Er;Cr:YSGG lazeri farklı yüzey hazırlama yöntemleri ile karşılaştırdıklarında, kompozit tamir bağlanma kuvvetini arttırdığını, aynı şekilde Burnett ve ark. [235] indirek kompozitlerde farklı yüzey hazırlama yöntemlerini inceledikleri çalışmalarında Er:YAG lazerin kompozit tamir bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirmişleridir.

Er:YAG lazerin kompozit yüzeyinde aşındırma oluşturması, patlama şeklindeki buharlaşma ve bunu takip eden hidrodinamik tahliye sayesinde gerçekleşir. Bu süreç esnasında, hızlı yumuşama ve bunun sonucunda erimiş materyallerin hacmindeki değişim, güçlü ekspansiyon kütleleri oluşturur. Oluşturulmuş kütleler ve kompozit rezin yapısı arasındaki etkileşim neticesinde yüzeyde çıkıntılar oluşur ve erimiş materyaller yüzeyden damlacıklar halinde uzaklaştırılır. Kompozit rezin yüzeyinde oluşturulan bu

mikroretantif morfoloji, yüzey alanını arttırır [236]. Yüzey alanındaki artış, bağlanma yüzey alanında bir artışla sonuçlanır ve bağlanan iki materyal ara yüzeyindeki stres dağılımını modifiye eder [237]. Bu olaylar sonucunda tamir bağlanma kuvveti artar.

Bizim çalışmamızda Er:YAG lazer (1.5W gücünde, 150 mJ enerji düzeyinde, 10 Hz frekansta) bakterisidal etkisi sebebiyle kavite dezenfektanı olarak kullanıldı [157]. Bu uygulama modu ve zamanında siloran bazlı kompozit yüzeyine uygulanan iki aşamalı bir self-etch adeziv olan siloran adeziv sisteminin kompozit tamir bağlanma dayanımı değerleri Er:YAG lazer uygulamasından etkilenmemiştir (Çizelge 4.1, 4.2). Ozonlu su ve klorhekzidin grupları ile karşılaştırıldığında bağlanma kuvveti yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamakla birlikte Er:YAG grubundaki bağlanma kuvveti değerleri biraz daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızın bulguları Er:YAG lazer kullanılarak kompozit tamir bağlanma kuvvetinin değerlendirildiği önceki çalışmalarla benzerlik göstermektedir [155, 238, 239].

Çalışmaların bulgularındaki farklılıklar, kullanılan kompozitin tipiyle ilgili olabilir çünkü, kompozit rezinin içeriği mekanik yüzey tedavilerinin etkinliğini etkileyebilir [240, 241]. Kompozitlerin resin bazlı kısımlarının çeşitli bileşenleri lazer enerjisini absorbe ederken, dental kompozitlerin doldurucu partikülleri lazer enerjisini dağıtır [242]. Lizarelli ve ark. [243] mikrodolduruculu, hibrit ve kondanse edilebilen kompozitler gibi farklı tipteki kompozitlere lazerin, aşındırma oranı ve morfolojik etkisini incelemişler ve mikro-morfolojik görünümünün, penetrasyon oranının ve aşındırma oranının; uygulanan lazer parametrelerinin yanı sıra kompozit rezinin yapısına ve kimyasal içeriğine bağlı olduğunu bildirmişlerdir.

Siloran bazlı kompozitler düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğinden metakrilat bazlı kompozitlere alternatif olarak üretilmiştir [2-4]. Geleneksel kompozitlere benzer mekanik özellikler ve yüksek stabilite gösterirler [244]. Geleneksel kompozitlere göre oral streptokokların daha az tutunabilmesi ve rekürrent çürüklere bağlı başarısızlıkların daha az görülmesi nedeni ile siloran kompozitlerin kullanımları teşvik edilmektedir [186].

Tezvergil-Mutluay ve ark. [245] bir çalışmalarında ara bağlayıcı adeziv kullanılmadan yapılan siloran-siloran makaslama bağlanma dayanımını ve ara bağlayıcı ajan hem kullanılarak hem de kullanılmadan yapılan siloran-dimetakrilat bağlanma dayanımını incelemişler ve eski ve yeni siloran arasındaki bağlanmayı artırması açısından Siloran Adeziv Sistemin kullanılmasını önermişlerdir. Biz de çalışmamızda bu çalışmayla benzer olarak siloran bazlı kompozitin uyumlu adezivi olan Siloran

Adesiv Sistemi kullandık. Ancak siloran bazlı kompozitlerin önerilen adeziv sistemi ile yapılmış tamir potansiyelleri hakkında sınırlı bilgi mevcuttur [246, 247].

Kullandığımız siloran bazlı kompozitin uyumlu adezivi kullanıldığında tüm gruplarda baskın olan kopma tipi karışık tip kopma olarak tespit edilmiştir (Çizelge 4.4, Şekil 4.4). Tamir işleminde siloran kompozitler, uyumlu adezivi ile kullanıldığında daha stabil bir ara yüzey elde edilmekte, bu durum da bağlanmayı olumlu etkilemektedir [169, 245]. Ancak hekim orjinal restorasyonu her zaman tanımlayamayabilir ve doğru tamir kompozitini ve doğru adezivi seçemeyebilir [169].

Kompozit restorasyonların tamiri, genellikle yapıldıktan aylar yada yıllar sonra gerekir. Yaşlanma süreci esnasında kompozitlerde, su emilimi, kimyasal bozulma ve bazı bileşenlerin dışarıya sızması gibi çeşitli değişiklikler meydana gelir ve bu değişiklikler tamir prosedürünün başarısını etkiler [237, 248, 249]. Bu durumda tamir edilen restorasyonun yaşı, kompozit tamirlerinin bağlanma kuvvetinde temel bir rol oynar [250].

Termal siklus, ağız içi durumların laboratuvar taklitlerini sağlamak amacıyla kullanılan bir metottur. Bu test aşırı derecede sıcaklıklara maruz kalan örnekleri kapsar. Diğer yaşlandırma metotlarına göre termal siklusun, kompozit rezinlerin bozulmasında daha etkili olduğundan kompozitlerin test edilmesinde daha zor şartlar sunduğu bildirilmiştir [251]. Isı düzenlemeleri, bekleme zamanı ve devir sayısını da içeren çeşitli faktörler termal siklusun adeziv sistemler üzerindeki bağlanma kuvvetini etkiler. Devir sayısının tüm bunlar arasında en etkili faktör olduğu düşünülür [252].

ISO standartlarına göre, dental materyalleri yaşlandırmak için 5 °C ve 55 °C arasındaki sıcaklıklarda, suda 500 devir bekletilen termal siklus işleminin uygun bir test olduğu düşünülür [253]. Ancak kompozitin dentin yüzeyindeki bağlanma kuvvetini 500 devir termal siklusun anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir [166]. Gale ve Darwell [254], yaptıkları bir çalışmada, 10.000 termal siklus döngüsünün yaklaşık olarak 1 senelik ağız içi fonksiyonunu temsil ettiğini bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda bu sebeplerden dolayı tamir işlemine başlamadan önce tüm gurupları yapay yaşlandırma amacıyla 5000 devirde termal siklus işlemine tabi tuttuk [255].

Özcan ve ark. [251] kompozit tamir işlemlerinde, 5000 devir termal siklus işleminin, kompozitin bozulmasında diğer yaşlandırma yöntemlerinden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Rinastiti ve ark.[256] da tamir bağlanma kuvvetinde 5000 devir termal siklusun etkili olduğunu ve kompozit rezin yüzeyinin bu durumdan etkilendiğini bildirmişlerdir. Fakat Magni ve ark. [180] ara bağlayıcı tamir ajanı ve

yüzey düzenleme işlemleri olmadan, kompozit tamirinde 5000 devir termal siklusun önemli bir faktör olmadığını rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda tamir işleminden önce 5000 devir termal siklus uygulanan grupların birbirleri arasında siloran bazlı kompozitin tamir bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Çizelge 4.1).

Termal siklus, çevresel koşullar sebebiyle farklı ısıl genişleme katsayısına sahip materyaller arasındaki ara yüzeyde oluşan sıcaklık değişimlerinin oluşturduğu stresi taklit etmek amacı ile laboratuvar koşullarında sıklıkla kullanılmaktadır. Papacchini ve ark. [14] farklı kompozit tamir prosedürlerinin hidrolitik stabilitelerini termal siklus prosedürüne tabi tutup incelemişler ve termal siklus sonrasında kompozit-kompozit tamir kuvvetinde önemli bir azalmaya sadece, ara bağlayıcı ajan olarak bir asitleme-yıkama adeziv sistemle bir non prehidrolize silanın birlikte uygulandığı grupta rastlamışlardır. Bizim çalışmamızda da termal siklus öncesi ve sonrası karşılaştırmada her bir grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde; Ozonlu su, Nd:YAG, Er:YAG ve Kontrol gruplarının tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (Çizelge 4.3). Bu durum göstermiştir ki yeni restoratif materyalin tamirinde de adeziv ara bağlayıcı tabaka stabil bir bağlanma oluşturmuştur [180].

Çalışmamızın verileri önceki çalışmalarla uyum içerisindedir [14, 169, 180]. Ancak kompozit bağlanma dayanımının daha yüksek devirlerde termal siklus uygulaması sonrasında azaldığı da bildirilmiştir [257]. Bizim çalışmamızda sadece klorhekzidin grubunda termal siklus uygulaması sonrası tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmiştir (Çizelge 4.3). Chang ve Shin [258] 10.000 devir termal siklus uygulaması sonrasında asitleme işleminden önce klorhekzidin uygulanan grupta kompozitin dentine bağlanma kuvvetinde önemli bir azalma tespit etmişler ancak asitleme sonrası klorhekzidin uygulanan grupta kompozitin dentine bağlanma kuvvetinde önemli bir azalma olmadığını bildirmişlerdir [258]. Termal siklus sonrası gruplar kendi aralarında karşılaştırıldığında makaslama bağlanma kuvveti açısından istatistiksel olarak bir fark gözlenmemiştir (Çizelge 4.2).

Kavite dezenfeksiyonu amacıyla kullanılan klorhekzidin, ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulamalarının siloran bazlı kompozitlerin uyumlu adeziviyle birlikte kullanıldığında tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerine etkisinin saptanması için planlanan bu çalışmanın sonuçlarının, bu konuda yapılan literatür

taramasındaki bulguların azlığı sebebiyle birebir karşılaştırılması mümkün olamamıştır. Ancak bu konuda yapılacak olan çalışmalara basamak olacağı düşüncesindeyiz.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmanın sınırları içerisinde;

1. Tamir sonrası yaşlandırma işlemine tabi tutulmadığında kavite dezenfektanı olarak kullanılan tüm uygulamalar benzer kompozit tamir bağlanma kuvveti göstermiştir.

2. Ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulamaları uyumlu adezivi kullanıldığında, test edilen siloran bazlı kompozitin tamir bağlanma kuvvetini etkilememiştir. Ancak lazer gruplarında bağlanma kuvveti değerlerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır.

3. Klorhekzidin uygulamasının, termal siklus sonrası siloran bazlı kompozitin tamir bağlanma kuvvetini anlamlı düzeyde azalttığı; Ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer gruplarının tamir bağlanma kuvvetinin termal siklus işleminden etkilenmediği saptanmıştır.

4. Klorhekzidin uygulamasının siloran bazlı kompozitlerin yaşlandırma sonrası tamir bağlanma kuvvetini azaltması nedeniyle, eski kompozit restorasyonların marjinlerindeki sekonder çürüklerin uzaklaştırılmasını takiben dezenfektan olarak ozonlu su, Nd:YAG lazer ve Er:YAG lazer uygulamalarının alternatif bir antibakteriyel uygulama olarak siloran bazlı kompozit restorasyonların tamirinde kullanılabileceği düşüncesindeyiz.

7. KAYNAKLAR

- [1] Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems, *Eur J Oral Sci*, 105, 97-116.
- [2] Guggenberger, R. ve Weinmann, W. (2000). Exploring beyond methacrylates, *Am J Dent*, 13, 82D-84D.
- [3] Ilie, N., Jelen, E., Clementino-Luedemann, T. ve Hickel, R. (2007). Low-shrinkage composite for dental application, *Dent Mater J*, 26, 149-155.
- [4] Weinmann, W., Thalacker, C. ve Guggenberger, R. (2005). Siloranes in dental composites, *Dent Mater*, 21, 68-74.
- [5] Hickel, R. ve Manhart, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure, *J Adhes Dent*, 3, 45-64.
- [6] Manhart, J., Chen, H., Hamm, G. ve Hickel, R. (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition, *Oper Dent*, 29, 481-508.
- [7] Mjor, I.A., Moorhead, J.E. ve Dahl, J.E. (2000). Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice, *Int Dent J*, 50, 361-366.
- [8] Tyas, M.J., Anusavice, K.J., Frencken, J.E. ve Mount, G.J. (2000). Minimal intervention dentistry--a review. FDI Commission Project 1-97, *Int Dent J*, 50, 1-12.
- [9] Mjor, I.A. ve Gordan, V.V. (2002). Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations, *Oper Dent*, 27, 528-534.
- [10] Moncada, G., Fernandez, E., Martin, J., Arancibia, C., Mjor, I.A. ve Gordan, V.V. (2008). Increasing the longevity of restorations by minimal intervention: a two-year clinical trial, *Oper Dent*, 33, 258-264.
- [11] Dall'Oca, S., Papacchini, F., Goracci, C., Cury, A.H., Suh, B.I., Tay, F.R., Polimeni, A. ve Ferrari, M. (2007). Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 81, 493-498.
- [12] Li, J. (1997). Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites, *J Oral Rehabil*, 24, 358-360.
- [13] Papacchini, F., Dall'Oca, S., Chieffi, N., Goracci, C., Sadek, F.T., Suh, B.I., Tay, F.R. ve Ferrari, M. (2007). Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition, *J Adhes Dent*, 9, 25-31.
- [14] Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., Garcia-Godoy, F. ve Ferrari, M. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond, *Eur J Oral Sci*, 115, 417-424.
- [15] Kidd, E.A., Ricketts, D.N. ve Beighton, D. (1996). Criteria for caries removal at the enamel-dentine junction: a clinical and microbiological study, *Br Dent J*, 180, 287-291.
- [16] Mejare, B., Mejare, I. ve Edwardsson, S. (1979). Bacteria beneath composite restorations--a culturing and histobacteriological study, *Acta Odontol Scand*, 37, 267-275.
- [17] Gultz, J., Do, L., Boylan, R., Kaim, J. ve Scherer, W. (1999). Antimicrobial activity of cavity disinfectants, *Gen Dent*, 47, 187-190.
- [18] Meiers, J.C. ve Kresin, J.C. (1996). Cavity disinfectants and dentin bonding, *Oper Dent*, 21, 153-159.
- [19] Gurgan, S., Bolay, S. ve Kiremitci, A. (1999). Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin, *J Oral Rehabil*, 26, 836-840.
- [20] Meiers, J.C. ve Shook, L.W. (1996). Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin, *Am J Dent*, 9, 11-14.

- [21] Flippi, A., Tilkes F, Beck EG, Krischner H (1995). Water disinfection of dental treatment units using ozone, *Ozone Sci Eng*, 50, 708.
- [22] Flippi, A. (1997). Ozone is the most effective disinfectant for dental treatment units: results after 8 years of comparison, *Ozone Sci Eng*, 19, 527.
- [23] Baysan, A., Whiley, R.A. ve Lynch, E. (2000). Antimicrobial effect of a novel ozone- generating device on micro-organisms associated with primary root carious lesions in vitro, *Caries Res*, 34, 498-501.
- [24] Azarpazhooh, A. ve Limeback, H. (2008). The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature, *J Dent*, 36, 104-116.
- [25] Polydorou, O., Pelz, K. ve Hahn, P. (2006). Antibacterial effect of an ozone device and its comparison with two dentin-bonding systems, *Eur J Oral Sci*, 114, 349-353.
- [26] Huth, K.C., Paschos, E., Brand, K. ve Hickel, R. (2005). Effect of ozone on non-cavitated fissure carious lesions in permanent molars. A controlled prospective clinical study, *Am J Dent*, 18, 223-228.
- [27] Baysan, A. ve Lynch, E. (2007). Clinical reversal of root caries using ozone: 6-month results, *Am J Dent*, 20, 203-208.
- [28] Huth, K.C., Jakob, F.M., Saugel, B., Cappello, C., Paschos, E., Hollweck, R., Hickel, R. ve Brand, K. (2006). Effect of ozone on oral cells compared with established antimicrobials, *Eur J Oral Sci*, 114, 435-440.
- [29] Huth, K.C., Saugel, B., Jakob, F.M., Cappello, C., Quirling, M., Paschos, E., Ern, K., Hickel, R. ve Brand, K. (2007). Effect of aqueous ozone on the NF-kappaB system, *J Dent Res*, 86, 451-456.
- [30] Magni, E., Ferrari, M., Hickel, R., Huth, K.C. ve Ilie, N. (2008). Effect of ozone gas application on the mechanical properties of dental adhesives bonded to dentin, *Dent Mater*, 24, 1428-1434.
- [31] Schmidlin, P.R., Zimmermann, J. ve Bindl, A. (2005). Effect of ozone on enamel and dentin bond strength, *J Adhes Dent*, 7, 29-32.
- [32] Garcia, E.J., Serrano, A.P., Urruchi, W.I., Deboni, M.C., Reis, A., Grande, R.H. ve Loguercio, A.D. (2012). Influence of ozone gas and ozonated water application to dentin and bonded interfaces on resin-dentin bond strength, *J Adhes Dent*, 14, 363-370.
- [33] Huth, K.C., Quirling, M., Maier, S., Kamereck, K., Alkhayer, M., Paschos, E., Welsch, U., Miethke, T., Brand, K. ve Hickel, R. (2009). Effectiveness of ozone against endodontopathogenic microorganisms in a root canal biofilm model, *Int Endod J*, 42, 3-13.
- [34] Pithon, M.M. ve dos Santos, R.L. (2010). Does ozone water affect the bond strengths of orthodontic brackets?, *Aust Orthod J*, 26, 73-77.
- [35] Ribeiro, C.F., Anido, A.A., Rauscher, F.C., Yui, K.C. ve Goncalves, S.E. (2005). Marginal leakage in class V cavities pretreated with different laser energy densities, *Photomed Laser Surg*, 23, 313-316.
- [36] Kuvvetli, S.S., Sandalli, N., Topcuoglu, N. ve Kulekci, G. (2009). Antibacterial efficacy of diode and Er:YAG laser irradiation in experimentally contaminated primary molar root canals, *J Clin Pediatr Dent*, 34, 43-48.
- [37] Dommisch, H., Peus, K., Kneist, S., Krause, F., Braun, A., Hedderich, J., Jepsen, S. ve Eberhard, J. (2008). Fluorescence-controlled Er:YAG laser for caries removal in permanent teeth: a randomized clinical trial, *Eur J Oral Sci*, 116, 170-176.
- [38] Krause, F., Braun, A., Lotz, G., Kneist, S., Jepsen, S. ve Eberhard, J. (2008). Evaluation of selective caries removal in deciduous teeth by a fluorescence feedback-controlled Er:YAG laser in vivo, *Clin Oral Investig*, 12, 209-215.
- [39] Costache, I. ve Danila, I. (2010). [The antimicrobial efficacy of an erbium laser on *Streptococcus mutans*. In vivo study], *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi*, 114, 551-554.

- [40] Dalkilic, E.E., Arisu, H.D., Kivanc, B.H., Uctasli, M.B. ve Omurlu, H. (2012). Effect of different disinfectant methods on the initial microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin, *Lasers Med Sci*, 27, 819-825.
- [41] Dayangaç, B., *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, Güneş Kitapevi, Ankara, 2000.
- [42] Ferracane, J.L. (2011). Resin composite--state of the art, *Dent Mater*, 27, 29-38.
- [43] Lutz, F. ve Phillips, R.W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems, *J Prosthet Dent*, 50, 480-488.
- [44] Van Noort, R.I., *Introduction to Dental Materials*, 2 ed., Mosby International Publishing Limited, London, England, 2002.
- [45] Soderholm, K.J. ve Mariotti, A. (1999). BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe?, *J Am Dent Assoc*, 130, 201-209.
- [46] Craig, R.G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins, *Dent Clin North Am*, 25, 219-239.
- [47] Mc Cabe, J.F., Walls A.W.G, *Applied Dental Materials*, 8 ed., Blackwell Scientific Publications, Oxford, England, 2000.
- [48] Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M. ve Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century, *Quintessence Int*, 24, 641-658.
- [49] Sturdevant, C.M., Roberson T.M., Heymann H.O., Sturdevant J.R., *The Art and Science of Operative Dentistry*, 3 ed., Mosby-Year Book Incorporation, St. Louis, 1995.
- [50] Craig, R.G., *Direct esthetic Restorative Materials. Restorative Dental Materials*, Mosby inc, London., 2000.
- [51] Rawls, K.J., Esquivel-Upshaw J., *Restorative Resins*. K. J. ANUSAVICE (Ed.). Phillips' *Science of Dental Materials*, 11 ed., W.B. Saunders, St. Louis, 2003.
- [52] Jackson, R.D. ve Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique, *J Am Dent Assoc*, 131, 375-383.
- [53] Bayne, S.C., Heymann, H.O. ve Swift, E.J., Jr. (1994). Update on dental composite restorations, *J Am Dent Assoc*, 125, 687-701.
- [54] Oysaed, H. ve Ruyter, I.E. (1986). Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth, *J Dent Res*, 65, 1315-1318.
- [55] Leinfelder, K.F. (1985). Composite resins, *Dent Clin North Am*, 29, 359-371.
- [56] Forss, H. ve Widstrom, E. (2001). From amalgam to composite: selection of restorative materials and restoration longevity in Finland, *Acta Odontol Scand*, 59, 57-62.
- [57] Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y. ve Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins, *Dent Mater*, 16, 33-40.
- [58] Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Jr., Stamatiades, P. ve Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites, *J Am Dent Assoc*, 129, 567-577.
- [59] Leinfelder, K.F. (1995). Posterior composite resins: the materials and their clinical performance, *J Am Dent Assoc*, 126, 663-664, 667-668, 671-662 passim.
- [60] Gil, F.J., Espias, A., Sanchez, L.A. ve Planell, J.A. (1999). Comparison of the abrasive wear resistance between amalgams, hybrid composite material and different dental cements, *Int Dent J*, 49, 337-342.
- [61] Filtek™, S.L.S.P.R.S.P.P. (31.01.2011). http://multimedia.3m.com/mws/media/webserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTt mxMVLxTtEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=silorane_sell_gb.pdf, Ağ Sitesi,
- [62] Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O. ve Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review, *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120, 972-986.

- [63] Brosh, T., Ganor, Y., Belov, I. ve Pilo, R. (1999). Analysis of strength properties of light-cured resin composites, *Dent Mater*, 15, 174-179.
- [64] Shahdad, S.A. ve Kennedy, J.G. (1998). Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study, *J Dent*, 26, 685-694.
- [65] Teixeira, E.C., Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Ritter, A.V. ve Swift, E.J. (2005). Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites, *J Adhes Dent*, 7, 159-164.
- [66] Hunter, A.R., Treasure, E.T. ve Hunter, A.J. (1995). Increases in cavity volume associated with the removal of class 2 amalgam and composite restorations, *Oper Dent*, 20, 2-6.
- [67] Swift, E.J., Jr., LeValley, B.D. ve Boyer, D.B. (1992). Evaluation of new methods for composite repair, *Dent Mater*, 8, 362-365.
- [68] Puckett, A.D., Holder, R. ve O'Hara, J.W. (1991). Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations, *Oper Dent*, 16, 136-140.
- [69] Tezvergil, A., Lassila, L.V. ve Vallittu, P.K. (2003). Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion primers, *J Dent*, 31, 521-525.
- [70] Erdemir, A., Eldeniz A.Ü, Belli S (2004). Kompozit reçinelerin tamirinde farklı bonding sistemlerinin kullanılması., *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31,
- [71] Baum, L., Phillips RW, Lund MR, *Textbook of Operative Dentistry*. Philadelphia, in, WB Saunders, 1995, pp. 132-133.
- [72] Meiers, J.C., Shook LW (1996). Effect of Disinfectants on the Bond Strength of Composite to Dentin, *Am J Dent*, 9, 11-14.
- [73] Baysan, A., Whiley RA, Lynch E (2000). Antimicrobial effect of a novel ozone-generating device on micro-organisms associated with primary root carious lesions in vitro, *Caries Res*, 34, 498-501.
- [74] Türkün, M., Türkün LS, Ateş M (2003). Antibacterial activity of a self-etching adhesive system containing“MDPD
GÜ.Dişhek Fak Derg, 20, 41-46.
- [75] Tüzüner, T., in: Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Gazi Üniversitesi, Ankara, 2008, pp. 100 s.
- [76] Boeckh, C., Schumacher E, Podbielski A, Haller B (2002). Antibacterial Activity of Restorative Dental Biomaterials In vitro, *Caries Res*, 36, 101-107.
- [77] Imazato, S. (2003). Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems, *Dent Mater*, 19, 449-457.
- [78] Karanika-Kouma, A., Dionysopoulos, P., Koliniotou-Koubia, E. ve Kolokotronis, A. (2001). Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins, *J Oral Rehabil*, 28, 157-160.
- [79] Meiers, J.C. ve Miller, G.A. (1996). Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins, *Oper Dent*, 21, 257-264.
- [80] Say, E.C. (2002). Kavite dezenfektanları, *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi*, 4, 59-63.
- [81] Türkün, M., Kaya AD (2003). Kavite Dezenfektanlarının Dentin Üzerindeki Renklendirici Etkisi, *A.Ü.Diş Hek. Fak.Derg*, 30, 215-222.
- [82] Türkün, M., Türkün LS, Ateş M (2004). Antibacterial Activity of Cavity Disinfectants, *Balk J Stom*, 8, 1-6.
- [83] Samaranayake, L.P., *Essential Microbiology for Dentistry*, Second Edition ed., Elsevier, China, 2002.

- [84] Greenstein, G., Berman C, Jaffin R (1986). Chlorhexidine. An Adjuvant to Periodontal Therapy, *J Periodontol*, 57, 370-377.
- [85] Hugo, W.B., Longworth AR (1966). The effect of chlorhexidine on the electrophoretic mobility, cytoplasmic constituents, dehydrogenase activity and cell walls of *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*, *J. Pharm. Pharmacol*, 18, 569-578.
- [86] Bonesvoll, P., Lökken P, Rölla G, Paus PN (1974). Retention of chlorhexidine in the human oral cavity after mouth rinses, *Archs, Oral Biol*, 19, 209-212.
- [87] Alpöz, R., Eronat C (1995). Diş Çürüğünden Korunmada Klorheksidin Kullanımı, *İ.Ü.Dişhekimliği Fak. Der.*, 29, 261-264.
- [88] Emilson, C.G. (1994). Potential Efficacy of Chlorhexidine Against Mutans Streptococci and Human Dental Caries, *J Dent Res*, 73, 682-691.
- [89] Cengiz, A.T., Mısırlıgil A, Aydın M, Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji, Güneş Kitabevi, Ankara, 2004.
- [90] Estrela, C., Ribeiro RG, Estrela CRA, Pecora JD, Sousa-Neto MD (2003). Antimicrobial Effect of 2% Sodium Hypochlorite and 2% Chlorhexidine Tested by Different Methods, *Braz Dent J*, 14, 58-62.
- [91] Sassone, L.M., Fidel RAS, Fidel SR, Dias M, Hirata Junior R (2003). Antimicrobial Activity of Different Concentrations of NaOCl and Chlorhexidine using a Contact Test, *Braz Dent J*, 14, 99-102.
- [92] Vahdaty, A., Pitt Ford TR, Wilson RF (1993). Efficacy of Chlorhexidine in Disinfecting Dentinal Tubules in vitro, *Endod Dent Traumatol*, 9, 243-248.
- [93] Cleghorn, B., Bowden GH (1989). The Effect of pH on the Sensitivity of Species of *Lactobacillus* to Chlorhexidine and the Antibiotics Minocycline and Spiramycin, *J Dent Res*, 68, 1146-1150.
- [94] Kidd, E.A.M. (1991). Role of Chlorhexidine in the Management of Dental Caries, *Inter Dent J*, 41, 279-286.
- [95] Komorowski, R., Grad H, Wu XY, Friedman S (2000). Antimicrobial Substantivity of Chlorhexidine-treated Bovine Root Dentin, *J Endod*, 26, 315-317.
- [96] Emilson, C.G., Ericson TH, Heyden G, Lilja J (1972). Effect of Chlorhexidine on Human Oral Streptococci, *J Periodont. Res*, 7, 189-191.
- [97] Koparal, E., Elbek Ç (1998). Koruyucu Dişhekimliğinde Klorheksidin ve Diğer Ajanlarla Kombine Kullanımı, *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 22, 13-18.
- [98] Jenkins, S., Addy M, Wade W (1988). The Mechanism of Action of Chlorhexidine, *J Clin Periodontol*, 15, 415-424.
- [99] Garcia-Godoy, F., Haris NO, Primary Preventive Dentistry, Sixth edition ed., New Jersey, 2004.
- [100] Ersin, N.K., Uzel A, Aykut A, Candan U, Eronat C (2006). Inhibition of Cultivable Bacteria by Chlorhexidine Treatment of Dentin Lesions Treated with the ART Technique, *Caries Res*, 40, 172-177.
- [101] Millar, B.J. ve Hodson, N. (2007). Assessment of the safety of two ozone delivery devices, *J Dent*, 35, 195-200.
- [102] Flippi A, T.F., Beck EG, Krischner H (1995). Water disinfection of dental treatment units using ozone, *Ozone Sci Eng*, 50, 708.
- [103] Flippi, A. (1998). Ozone in the room air when using water ozonating equipment in the dental treatment area, *Ozone Sci Eng*, 20, 251.
- [104] Ciacson, A., Smith C, Turner M, Silwood C, Lynch E, Grooiveid M (2002). Oxidative modification of salivary biomolecules with therapeutic levels of ozone, *J Dent Res*, 81, 4109.
- [105] Arita, M., Nagayoshi M, Fukuizumi T, Okinaga T, Masumi S, Morikawa M, et al (2005). Microbicidal efficacy of ozonated water against *Candida albicans* adhering to acrylic denture plates, *Oral Microbiology & Immunology*, 20, 206.

- [106] Kim, J.G., Yousef AE, Dave S (1999). Application of ozone for enhancing the microbiological safety and quality of foods: a review, *Journal of Food Protection*, 62, 1071-1087.
- [107] Bocci, V. (1992). Ozonization of blood for the therapy of viral diseases and immunodeficiencies. A hypothesis, *Med Hypothesis*, 39, 30-34.
- [108] Bocci, V. (1994). Autohaemotherapy after treatment of blood with ozone. A reappraisal, *J int Med Res*, 22, 131-144.
- [109] Bocci, V. (1999). Biological and clinical effects of ozone. Has ozone therapy a future in medicine?, *Br J Biomed Sci*, 56, 270-279.
- [110] Nagayoshi, M., Kitamura, C., Fukuizumi, T., Nishihara, T. ve Terashita, M. (2004). Antimicrobial effect of ozonated water on bacteria invading dentinal tubules, *J Endod*, 30, 778-781.
- [111] Holmes, J., Lynch E (2003). Arresting occlusal fissure caries using ozone, *J Dent Res*, 82, 678.
- [112] Nagayoshi, M., Kitamura C, Fukuizumi T, Nishihara T, Terashita M (2004). Antimicrobial effects of ozonated water on bacteria invading dentinal tubules, *J Endod*, 30, 778-781.
- [113] Baysan, A., Lynch E. (2001). Safety of an ozone delivery system during caries treatment in-vivo, *J Dent Res*, 80, 1159.
- [114] Lynch, E. (1996). Antimicrobial management of primary root carious lesions: a review, *Gerodontology*, 13, 118-129.
- [115] Lynch, E., Smith E, Baysan A, Silwood CJ, Mills B, Grootveld M (2001). Salivary oxidising activity of a novel anti-bacterial ozone-generating device *J Dent Res*, 80, 13.
- [116] Verdonschot, E.H., Bronkhorst EM, Burgersdiik RC, König KG, Schaeken MJ, Truin GJ (1992). Performance of some diagnostic systems in examinations for small occlusal carious lesions, *Caries Res*, 26, 59-64.
- [117] Baysan, A., Lynch E, Grootveld M (2001). The use of ozone for the management of primary root carious lesions. *Tissue Preservation and Caries Treatment*, Quintessence Book, 3, 49-67.
- [118] Abu-Naba'a, L., Al Shorman H, Lynch E (2003). Clinical indices changes in ozone treatment of pit and fissure caries, *J Dent Res*, 82, 1173.
- [119] Holmes, J., Beighton D (1994). A comparison of primary root caries lesions classified according to colour, *Caries Res*, 28, 233-239.
- [120] Holmes, J. (1996). Clinical reversal of root caries using ozone, double-blind, randomised, controlled 18-month trial, *UKSmiles Dent Prac*, 20, 106-114.
- [121] Suzuki, T., Oizumi M, Furuya J, Okamoto Y, Rosenstiel SF (1996). Influence of ozone on oxidation of dental alloys, *Dent Mater J*, 15, 220-225.
- [122] Rickard, G.D., Richardson R, Jhonson T, Mccoll D, Hooper L (2004). Ozone therapy for the treatment of dental caries, *Aust Dent J*, 49, 204.
- [123] Kim, J.G., Yousef, A.E. ve Dave, S. (1999). Application of ozone for enhancing the microbiological safety and quality of foods: a review, *J Food Prot*, 62, 1071-1087.
- [124] Restaino, L., Frampton, E.W., Hemphill, J.B. ve Palnikar, P. (1995). Efficacy of ozonated water against various food-related microorganisms, *Appl Environ Microbiol*, 61, 3471-3475.
- [125] Aoki, A., Sasaki, K.M., Watanabe, H. ve Ishikawa, I. (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy, *Periodontol 2000*, 36, 59-97.
- [126] Güngörmüş, M., Ömezli MM (2007). Diş hekimliğinde lazer kullanımı sırasında oluşabilecek zararlar ve alınacak önlemler., *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 17, 31-33.
- [127] Hecht, J., *The Laser Guidebook*, 2 ed., McGraw-Hill Professional, USA, 1999.
- [128] Absten, G., *Lasers in Medicine*, Chapman&Hall, USA, 1988.

- [129] Yiğit, Ş., Gürsel M. (2007). Periodontolojide lazer, SÜ Dişhek Fak Derg, 16, 67-73.
- [130] Crespi, R., Barone, A., Covani, U., Ciaglia, R.N. ve Romanos, G.E. (2002). Effects of CO2 laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis, J Periodontol, 73, 1308-1312.
- [131] Tokita, Y., Sunakawa, M. ve Suda, H. (2000). Pulsed Nd:YAG laser irradiation of the tooth pulp in the cat: I. Effect of spot lasing, Lasers Surg Med, 26, 398-404.
- [132] Mehl, A., Kremers, L., Salzmann, K. ve Hickel, R. (1997). 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser, Dent Mater, 13, 246-251.
- [133] Sulewski, J.G. (2000). Historical survey of laser dentistry, Dent Clin North Am, 44, 717-752.
- [134] Göknaç, Y., in: Nükleer Mühendislik, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, 2006, pp. 1-105.
- [135] Coluzzi, D.J. (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments, Dent Clin North Am, 48, 751-770, v.
- [136] Research, S.a.T.C.o.t.A.A.o.P. (2002). Lasers in periodontics, J Periodontol, 73, 1231-1239.
- [137] Convissar, R.A. (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry, Dent Clin North Am, 48, 771-794, v.
- [138] Akın, E.G. (2011). Er:Yag Lazer Uygulanmış, Yaşlandırılmış Dentinde Self-Etch Adezivlerin Bağlanma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak İncelenmesi,
- [139] Ferreira, L.S., Francci, C., Navarro, R.S., Calheiros, F.C. ve Eduardo Cde, P. (2009). Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems, J Adhes Dent, 11, 117-125.
- [140] Spencer, P., Trylovich, D.J. ve Cobb, C.M. (1992). Chemical characterization of lased root surfaces using Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy, J Periodontol, 63, 633-636.
- [141] Trylovich, D.J., Cobb, C.M., Pippin, D.J., Spencer, P. ve Killoy, W.J. (1992). The effects of the Nd:YAG laser on in vitro fibroblast attachment to endotoxin-treated root surfaces, J Periodontol, 63, 626-632.
- [142] White, J.M., Goodis, H.E. ve Rose, C.L. (1991). Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery, Lasers Surg Med, 11, 455-461.
- [143] Rossmann, J.A. ve Cobb, C.M. (1995). Lasers in periodontal therapy, Periodontol 2000, 9, 150-164.
- [144] Frentzen, M. ve Koort, H.J. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?, Int Dent J, 40, 323-332.
- [145] Ishikawa, I., Sasaki, K.M., Aoki, A. ve Watanabe, H. (2003). Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy, J Int Acad Periodontol, 5, 23-28.
- [146] Coluzzi, D.J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry, Dent Clin North Am, 44, 753-765.
- [147] Hibst, R., Keller U, Steiner R (1988). Die Wirkung gepulster. Er:YAG-Laserstrahlung auf Zahngewebe, Laser Med Surg, 4, 163-165.
- [148] Paghdiwala, A. (1989). Application of the Erbium:YAG laser on hard dental tissues: Measurement of the temperature changes and depth of cut. In: Laser Institute of America Proceedings, International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics, 64, 192-201.
- [149] Hibst, R. ve Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate, Lasers Surg Med, 9, 338-344.

- [150] Kayano, T., Ochiai, S., Kiyono, K., Yamamoto, H., Nakajima, S. ve Mochizuki, T. (1989). [Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth], *Kokubyo Gakkai Zasshi*, 56, 381-392.
- [151] Keller, U. ve Hibst, R. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations, *Lasers Surg Med*, 9, 345-351.
- [152] Aoki, A., Ishikawa, I., Yamada, T., Otsuki, M., Watanabe, H., Tagami, J., Ando, Y. ve Yamamoto, H. (1998). Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro, *J Dent Res*, 77, 1404-1414.
- [153] Cozean, C., Arcoria, C.J., Pelagalli, J. ve Powell, G.L. (1997). Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth, *J Am Dent Assoc*, 128, 1080-1087.
- [154] Bader, C. ve Krejci, I. (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry, *Am J Dent*, 19, 178-186.
- [155] Eren D, B.Ö., Herguner SŞ (2013). Can Er:YAG laser be an alternative to conventional methods for repairing composite resins?, *Cumhuriyet Dent J*, 16, 125-132.
- [156] Folwaczny, M., Mehl, A., Aggstaller, H. ve Hickel, R. (2002). Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study, *J Clin Periodontol*, 29, 73-78.
- [157] Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelik, N., Georgopoulos, A. ve Sperr, W. (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin, *Lasers Surg Med*, 35, 111-116.
- [158] Shafiei, F., Fekrazad, R., Kiomarsi, N. ve 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, 206-211.
- [159] Ersin, N.K., Uzel, A., Aykut, A., Candan, U. ve Eronat, C. (2006). Inhibition of cultivable bacteria by chlorhexidine treatment of dentin lesions treated with the ART technique, *Caries Res*, 40, 172-177.
- [160] Itota, T., Nakabo, S., Iwai, Y., Konishi, N., Nagamine, M. ve Torii, Y. (2002). Inhibition of artificial secondary caries by fluoride-releasing adhesives on root dentin, *J Oral Rehabil*, 29, 523-527.
- [161] Turkun, M., Turkun, L.S. ve Kalender, A. (2004). Effect of cavity disinfectants on the sealing ability of nonrinsing dentin-bonding resins, *Quintessence Int*, 35, 469-476.
- [162] Gordan, V.V., Shen, C., Riley, J., 3rd ve Mjor, I.A. (2006). Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations, *J Esthet Restor Dent*, 18, 144-153; discussion 154.
- [163] Studer, S.P., Wettstein, F., Lehner, C., Zullo, T.G. ve Scharer, P. (2000). Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures, *J Oral Rehabil*, 27, 461-472.
- [164] Tiryaki, M., in: *Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabim Dalı*, İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2010, pp. 1-122.
- [165] Moll, K., Fritzenschaft, A. ve Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator, *Quintessence Int*, 35, 845-852.
- [166] Nikaido, T., Kunzelmann, K.H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C.F., Hickel, R. ve Tagami, J. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin, *Dent Mater*, 18, 269-275.
- [167] Perdigao, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure, *Dent Clin North Am*, 46, 277-301, vi.
- [168] Van Meerbeek, B., De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. (2003). Adhesion to enamel and dentin :current status and future challenges, *Oper Dent*, 28, 215-235.

- [169] Magni, E., Ferrari, M., Papacchini, F., Hickel, R. ve Ilie, N. (2010). Influence of ozone application on the repair strength of silorane-based and ormocer-based composites, *Am J Dent*, 23, 260-264.
- [170] Mason, P.N., Ferrari, M., Cagidiaco, M.C. ve Davidson, C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro, *J Dent*, 24, 217-222.
- [171] Gwinnett, A.J. ve Kanca, J., 3rd (1992). Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro, *Am J Dent*, 5, 19-23.
- [172] Heymann, H.O. ve Bayne, S.C. (1993). Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors, *J Am Dent Assoc*, 124, 26-36.
- [173] al-Salehi, S.K. ve Burke, F.J. (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence Int*, 28, 717-723.
- [174] Barkmeier, W.W. ve Cooley, R.L. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems, *Oper Dent*, Suppl 5, 50-61.
- [175] Cardoso, P.E., Braga, R.R. ve Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dent Mater*, 14, 394-398.
- [176] Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review, *Dent Mater*, 11, 117-125.
- [177] Rueggeberg, F.A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature, *Dent Mater*, 7, 2-10.
- [178] Senawongse, P., Harnirattisai, C., Shimada, Y. ve Tagami, J. (2004). Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin, *Oper Dent*, 29, 196-202.
- [179] Scherrer, S.S., Cesar, P.F. ve Swain, M.V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review, *Dent Mater*, 26, e78-93.
- [180] Magni, E., Ferrari, M., Papacchini, F., Hickel, R. ve Ilie, N. (2011). Influence of ozone on the composite-to-composite bond, *Clin Oral Investig*, 15, 249-256.
- [181] Braga, R.R., Meira, J.B., Boaro, L.C. ve Xavier, T.A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods, *Dent Mater*, 26, e38-49.
- [182] Takemori, T., Chigira, H., Itoh, K., Hisamitsu, H. ve Wakumoto, S. (1993). Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin, *Dent Mater*, 9, 136-138.
- [183] Oshida, Y. ve Miyazaki, M. (1996). Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed, *Biomed Mater Eng*, 6, 87-100.
- [184] Yap, A.U., Wang, H.B., Siow, K.S. ve Gan, L.M. (2000). Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites, *Oper Dent*, 25, 98-103.
- [185] Alomari, Q.D., Reinhardt, J.W. ve Boyer, D.B. (2001). Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations, *Oper Dent*, 26, 406-411.
- [186] Buegers, R., Schneider-Brachert, W., Hahnel, S., Rosentritt, M. ve Handel, G. (2009). Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative, *Dent Mater*, 25, 269-275.
- [187] Lager, A., Thornqvist, E. ve Ericson, D. (2003). Cultivable bacteria in dentine after caries excavation using rose-bur or carisolv, *Caries Res*, 37, 206-211.
- [188] Noack, M.J., Wicht, M.J. ve Haak, R. (2004). Lesion orientated caries treatment-- a classification of carious dentin treatment procedures, *Oral Health Prev Dent*, 2 Suppl 1, 301-306.
- [189] Santos, J.N., Carrilho, M.R., De Goes, M.F., Zaia, A.A., Gomes, B.P., Souza-Filho, F.J. ve Ferraz, C.C. (2006). Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin, *J Endod*, 32, 1088-1090.
- [190] Ozturk, B. ve Ozer, F. (2004). Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls, *J Endod*, 30, 362-365.

- [191] Al Shamsi, A.H., Cunningham, J.L., Lamey, P.J. ve Lynch, E. (2008). The effects of ozone gas application on shear bond strength of orthodontic brackets to enamel, *Am J Dent*, 21, 35-38.
- [192] Bitter, K., Noetzel, J., Volk, C., Neumann, K. ve Kielbassa, A.M. (2008). Bond strength of fiber posts after the application of erbium:yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal, *J Endod*, 34, 306-309.
- [193] Soares, C.J., Pereira, C.A., Pereira, J.C., Santana, F.R. ve do Prado, C.J. (2008). Effect of chlorhexidine application on microtensile bond strength to dentin, *Oper Dent*, 33, 183-188.
- [194] de Castro, F.L., de Andrade, M.F., Duarte Junior, S.L., Vaz, L.G. ve Ahid, F.J. (2003). Effect of 2% chlorhexidine on microtensile bond strength of composite to dentin, *J Adhes Dent*, 5, 129-138.
- [195] Erhardt, M.C., Osorio, R. ve Toledano, M. (2008). Dentin treatment with MMPs inhibitors does not alter bond strengths to caries-affected dentin, *J Dent*, 36, 1068-1073.
- [196] Perdigao, J., Denehy, G.E. ve Swift, E.J., Jr. (1994). Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths, *Am J Dent*, 7, 81-84.
- [197] Chaharom, M., Ajami AA, Kimyai S, Abbasi A (2011). Effect of chlorhexidine on the shear bond strength of self-etch adhesives to dentin *African Journal of Biotechnology*, 10, 10054-10057.
- [198] Tulunoglu, O., Ayhan, H., Olmez, A. ve Bodur, H. (1998). The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems, *J Clin Pediatr Dent*, 22, 299-305.
- [199] Cao, D., Hollis RA, Chrisstensen RP, Christensen GJ (1995). Effect of tooth disinfecting procedures on dentin shear bond strength, *J Dent Res*, 74, 73 (AADR Abstract no: 493).
- [200] Van Noort, R., Cardew, G.E., Howard, I.C. ve Noroozi, S. (1991). The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin, *J Dent Res*, 70, 889-893.
- [201] Brackett, M.G., Tay, F.R., Brackett, W.W., Dib, A., Dipp, F.A., Mai, S. ve Pashley, D.H. (2009). In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive, *Oper Dent*, 34, 379-383.
- [202] Carrilho, M.R., Carvalho, R.M., de Goes, M.F., di Hipolito, V., Geraldeli, S., Tay, F.R., Pashley, D.H. ve Tjaderhane, L. (2007). Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro, *J Dent Res*, 86, 90-94.
- [203] Pappas, M., Burns, D.R., Moon, P.C. ve Coffey, J.P. (2005). Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength, *J Prosthet Dent*, 93, 545-550.
- [204] Nagayoshi, M., Fukuizumi, T., Kitamura, C., Yano, J., Terashita, M. ve Nishihara, T. (2004). Efficacy of ozone on survival and permeability of oral microorganisms, *Oral Microbiol Immunol*, 19, 240-246.
- [205] Abdelaziz, K., Attia A (2007). Bonding of contemporary adhesives to ozone treated dentin surfaces, *Rev Clin Presq Odontol*, 3, 165-173.
- [206] Cadenaro, M., Breschi, L., Antonioli, F., Mazzoni, A. ve Di Lenarda, R. (2006). Influence of whitening on the degree of conversion of dental adhesives on dentin, *Eur J Oral Sci*, 114, 257-262.
- [207] Kapdan, A., Öztaş N (2013). Effects of chlorhexidine and gaseous ozone on microleakage and on the bond strength of dentin bonding agents with compomer restoration on primary teeth, *Journal of Dental Science*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2013.02.026>, 1-9.
- [208] Papacchini, F., Monticelli, F., Radovic, I., Chieffi, N., Goracci, C., Tay, F.R., Polimeni, A. ve Ferrari, M. (2007). The application of hydrogen peroxide in composite repair, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 82, 298-304.

- [209] Gurgan, S. ve Yalcin Cakir, F. (2008). The effect of three different mouthrinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nano composite resins, *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16, 104-108.
- [210] Gurgan, S. ve Yalcin, F. (2007). The effect of 2 different bleaching regimens on the surface roughness and hardness of tooth-colored restorative materials, *Quintessence Int*, 38, e83-87.
- [211] Lima, D.A., De Alexandre, R.S., Martins, A.C., Aguiar, F.H., Ambrosano, G.M. ve Lovadino, J.R. (2008). Effect of curing lights and bleaching agents on physical properties of a hybrid composite resin, *J Esthet Restor Dent*, 20, 266-273; discussion 274-265.
- [212] Cavalli, V., de Carvalho, R.M. ve Giannini, M. (2005). Influence of carbamide peroxide-based bleaching agents on the bond strength of resin-enamel/dentin interfaces, *Braz Oral Res*, 19, 23-29.
- [213] Monticelli, F., Toledano, M., Silva, A.S., Osorio, E. ve Osorio, R. (2008). Sealing effectiveness of etch-and-rinse vs self-etching adhesives after water aging: influence of acid etching and NaOCl dentin pretreatment, *J Adhes Dent*, 10, 183-188.
- [214] Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F.S., Yamauti, M., Pashley, D.H. ve Tay, F. (2007). Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media, *Dent Mater*, 23, 885-892.
- [215] Yamauti, M., Hashimoto, M., Sano, H., Ohno, H., Carvalho, R.M., Kaga, M., Tagami, J., Oguchi, H. ve Kubota, M. (2003). Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage, *Dent Mater*, 19, 399-405.
- [216] Estrela, C., Estrela, C.R., Decurcio, D.A., Hollanda, A.C. ve Silva, J.A. (2007). Antimicrobial efficacy of ozonated water, gaseous ozone, sodium hypochlorite and chlorhexidine in infected human root canals, *Int Endod J*, 40, 85-93.
- [217] Arnabat, J., Escribano, C., Fenosa, A., Vinuesa, T., Gay-Escoda, C., Berini, L. ve Vinas, M. (2010). Bactericidal activity of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals, *Lasers Med Sci*, 25, 805-810.
- [218] Gutknecht, N., Moritz, A., Conrads, G., Sievert, T. ve Lampert, F. (1996). Bactericidal effect of the Nd:YAG laser in in vitro root canals, *J Clin Laser Med Surg*, 14, 77-80.
- [219] Lan, W.H. ve Liu, H.C. (1996). Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser, *J Clin Laser Med Surg*, 14, 89-92.
- [220] Levy, G. (1992). Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study, *J Endod*, 18, 123-127.
- [221] Renton-Harper, P. ve Midda, M. (1992). NdYAG laser treatment of dentinal hypersensitivity, *Br Dent J*, 172, 13-16.
- [222] Arcoria, C.J., Lippas, M.G. ve Vitasek, B.A. (1993). Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching, *J Oral Rehabil*, 20, 213-224.
- [223] Goncalves, S.E., de Araujo, M.A. ve Damiao, A.J. (1999). Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization, *J Clin Laser Med Surg*, 17, 77-85.
- [224] Stabholz, A., Sahar-Helft, S. ve Moshonov, J. (2004). Lasers in endodontics, *Dent Clin North Am*, 48, 809-832, vi.
- [225] Paranhos, M.P., Spohr, A.M., Marcondes, M., Oshima, H.M., Mota, E.G. ve Burnett, L.H., Jr. (2009). Influence of Nd:YAG laser irradiation on microtensile bond strength of adhesive systems to sound or carious dentin, *Quintessence Int*, 40, 145-153.
- [226] Rolla, J.N., Mota, E.G., Oshima, H.M., Junior, L.H. ve Spohr, A.M. (2006). Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin, *Photomed Laser Surg*, 24, 730-734.

- [227] Gurgan, S., Firat, E., Baysan, A., Gutknecht, N. ve Imazato, S. (2010). Effects of ozone and Nd:YAG laser pretreatment on bond strength of self-etch adhesives to coronal and root dentin, *Photomed Laser Surg*, 28 Suppl 2, S3-9.
- [228] Alizadeh Oskoe, P., Mohammadi, N., Ebrahimi Chaharom, M.E., Kimyai, S., Pournaghi Azar, F., Rikhtegaran, S. ve Shojaeei, M. (2013). Effect of Surface Treatment with Er;Cr:YSSG, Nd:YAG, and CO2 Lasers on Repair Shear Bond Strength of a Silorane-based Composite Resin, *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 7, 61-66.
- [229] Kimyai, S., Oskoe, S.S., Mohammadi, N., Rikhtegaran, S., Bahari, M., Oskoe, P.A. ve Vahedpour, H. (2013). Effect of different mechanical and chemical surface treatments on the repaired bond strength of an indirect composite resin, *Lasers Med Sci*,
- [230] Turkmen, C., Sazak, H. ve Gunday, M. (2006). Effects of the Nd:YAG laser, air-abrasion, and acid-etchant on filling materials, *J Oral Rehabil*, 33, 64-69.
- [231] Lizarelli Rde, F., Moriyama, L.T. ve Bagnato, V.S. (2003). Ablation of composite resins using Er:YAG laser--comparison with enamel and dentin, *Lasers Surg Med*, 33, 132-139.
- [232] Akova, T., Yoldas, O., Toroglu, M.S. ve Uysal, H. (2005). Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128, 630-637.
- [233] Gokce, B., Ozpinar, B., Dundar, M., Comlekoglu, E., Sen, B.H. ve Gungor, M.A. (2007). Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching, *Oper Dent*, 32, 173-178.
- [234] Shiu, P., De Souza-Zaroni, W.C., Eduardo Cde, P. ve Youssef, M.N. (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement, *Photomed Laser Surg*, 25, 291-296.
- [235] Burnett, L.H., Jr., Shinkai, R.S. ve Eduardo Cde, P. (2004). Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid, *Photomed Laser Surg*, 22, 351-356.
- [236] Kimyai, S., Mohammadi, N., Navimipour, E.J. ve Rikhtegaran, S. (2010). Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite, *Photomed Laser Surg*, 28 Suppl 2, S25-30.
- [237] Fawzy, A.S., El-Askary, F.S. ve Amer, M.A. (2008). Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite, *J Dent*, 36, 969-976.
- [238] Rossato, D., Bandéca MC, Saade EG, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, Saad JRC. (2009). Influence of Er:YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration., *Laser Physics*, 19, 2144-2149.
- [239] Ozel Bektas, O., Eren, D., Herguner Siso, S. ve Akin, G.E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin, *Lasers Med Sci*, 27, 723-728.
- [240] Lucena-Martin, C., Gonzalez-Lopez, S. ve Navajas-Rodriguez de Mondelo, J.M. (2001). The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites, *J Prosthet Dent*, 86, 481-488.
- [241] Swift, E.J., Jr., Cloe, B.C. ve Boyer, D.B. (1994). Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths, *Am J Dent*, 7, 200-202.
- [242] Alexander, R., Xie, J. ve Fried, D. (2002). Selective removal of residual composite from dental enamel surfaces using the third harmonic of a Q-switched Nd:YAG laser, *Lasers Surg Med*, 30, 240-245.
- [243] Lizarelli, R., Moriyama LT, Pelino JEP, Bagnato VS (2005). Ablation rate and morphological aspects of composite resins exposed to Er:YAG laser. , *J Oral Laser App*, 5, 151-160.
- [244] Ilie, N. ve Hickel, R. (2009). Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites, *Dent Mater*, 25, 810-819.

- [245] Tezvergil-Mutluay, A., Lassila, L.V. ve Vallittu, P.K. (2008). Incremental layers bonding of silorane composite: the initial bonding properties, *J Dent*, 36, 560-563.
- [246] Baur, V. ve Ilie, N. (2013). Repair of dental resin-based composites, *Clin Oral Investig*, 17, 601-608.
- [247] Moser, S., Hickel R, Ilie N (2008). Strength of aged repairs made by silorane- and methacrylate-based composites, *J Dent Res*, 87, Abstract 0049.
- [248] Attin, T., Buchalla, W., Kielbassa, A.M. ve Helwig, E. (1995). Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials, *Dent Mater*, 11, 359-362.
- [249] Suzuki, S., Ori, T. ve Saimi, Y. (2005). Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74, 547-552.
- [250] Soderholm, K.J. ve Roberts, M.J. (1991). Variables influencing the repair strength of dental composites, *Scand J Dent Res*, 99, 173-180.
- [251] Ozcan, M., Barbosa, S.H., Melo, R.M., Galhano, G.A. ve Bottino, M.A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions, *Dent Mater*, 23, 1276-1282.
- [252] Amaral, F.L., Colucci, V., Palma-Dibb, R.G. ve Corona, S.A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review, *J Esthet Restor Dent*, 19, 340-353; discussion 354.
- [253] Xie, C., Han, Y., Zhao, X.Y., Wang, Z.Y. ve He, H.M. (2010). Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling, *Oper Dent*, 35, 547-555.
- [254] Gale, M.S. ve Darvell, B.W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *J Dent*, 27, 89-99.
- [255] Bulbul, M. ve Kesim, B. (2010). The effect of primers on shear bond strength of acrylic resins to different types of metals, *J Prosthet Dent*, 103, 303-308.
- [256] Rinastiti, M., Ozcan, M., Siswomihardjo, W. ve Busscher, H.J. (2011). Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins, *Clin Oral Investig*, 15, 625-633.
- [257] Passos, S.P., Ozcan, M., Vanderlei, A.D., Leite, F.P., Kimpara, E.T. ve Bottino, M.A. (2007). Bond strength durability of direct and indirect composite systems following surface conditioning for repair, *J Adhes Dent*, 9, 443-447.
- [258] Chang, Y.E. ve Shin, D.H. (2010). Effect of chlorhexidine application methods on microtensile bond strength to dentin in Class I cavities, *Oper Dent*, 35, 618-623.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Alper Kapdan
Doğum Yeri ve Tarihi	Taşköprü / Kastamonu -17.06.1980
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi, 58140-Sivas
E-posta Adresi	alperkapdan@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Eskişehir Fen Lisesi, 1998
Lisans	
Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi, 1998

İş Tecrübesi

Özel Muayenehane	Diş Hekimi, 2004-2005
Özel Poliklinik	Diş Hekimi, 2006-2010
Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma görevlisi, 2010-