



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

REZİN İNFİLTRASYON UYGULANMIŞ SAĞLAM VE
DEMİNERALİZE MİNEDE FARKLI YÜZEY
PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN MAKASLAMA
BAĞLANMA KUVVETİNE ETKİSİ

Dt. Zümrüt Ceren ÖZDUMAN

UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2017



BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

REZİN İNFİLTRASYON UYGULANMIŞ SAĞLAM VE
DEMİNERALİZE MİNEDE FARKLI YÜZEY
PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİNİN MAKASLAMA
BAĞLANMA KUVVETİNE ETKİSİ

Dt. Zümrüt Ceren ÖZDUMAN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Duygu TUNCER

UZMANLIK TEZİ

ANKARA 2017

UZMANLIK TEZ SAVUNMASI

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde **Dt. Zümrüt Ceren ÖZDUMAN** tarafından yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 27/10/2017

Tez Konusu: Rezin İnfiltrasyon Uygulanmış Sağlam ve Demineralize Minede Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemlerinin Makaslama Bağlanma Kuvvetine Etkisi

TEZ DANIŞMANI : Doç. Dr. Duygu TUNCER

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ :

Öğretim Üyesinin Adı	Görevli Olduğu Kurum	İmza
Prof. Dr. Neslihan ARHUN	Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.	
Doç. Dr. Duygu TUNCER	Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.	
Doç. Dr. Emel KARAMAN	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi A.D.	

ONAY:

Bu tez, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu'nun 31/03/2017 tarih ve 94603339-604.01.02/12151 sayılı yazı ile kabul edilmiştir.

Başkent Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince her konuda yol gösteren, sabır ve anlayışla bana destek olan ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan, çok değerli tez danışmanım Doç. Dr. Duygu Tuncer'e,

Tezimi planlamam ve gerçekleştirmemde değerli fikirlerinden yararlandığım, çalışmalarımı gerçekleştirebilmem için her türlü bilgi ve yardımlarını benimle paylaşan, iyi bir akademisyen olma yolunda bana yol gösteren hocam Prof. Dr. Neslihan Arhun'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve kişilikleri ile bana her konuda ışık tutan ve büyük eğitici olan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Çiğdem Çelik, Doç. Dr. Kıvanç Yamanel, Uzm. Dt. Berçem Kalender'e,

Tez çalışmalarım boyunca benden yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Recai İnam'a,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım asistan arkadaşlarım Uzm. Dt. Saffet Başaran, Uzm. Dt. Merve Halaçoğlu, Uzm. Dt. Burcu Oğlakçı ve Dt. Begüm Berkmen'e,

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, hiç bitmeyen sevgi ve destekleri ile motive eden, her şeyden çok sevdiğim canım annem ve babam Yeşim-Sahir Salman'a,

Çalışmalarım süresince sabrını, sevgisini ve yardımlarını esirgemeyen çok sevgili eşim Ömer Özdoğan'a,

Minnettar olduğumu belirtir, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Dt. Zümrüt Ceren Özdoğan, Rezin İnfiltrasyon Uygulanmış Sağlam ve Demineralize Mine de Farklı Yüzey Pürüzlendirme Yöntemlerinin Makaslama Bağlanma Kuvvetine Etkisi, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 2017.

Bu in-vitro araştırmanın amacı, rezin infiltrasyon tekniği uygulanmış sağlam veya demineralize mine yüzeyine farklı pürüzlendirme yöntemlerinin; makaslama bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmektir. Bu çalışmada 180 adet çekilmiş insan üst keser dişlerinin mine yüzeyleri kullanılmıştır. Örneklerin yarısı deneysel olarak demineralize edilmiş (14 gün, asidik tampon, pH 4.8) diğer yarısı ise sağlam olarak bırakılmıştır. Sağlam (S) ve demineralize (D) örnekler (n=90) ilk olarak iki alt gruba ayrılmıştır (n=45): Rezin infiltrasyon uygulanmış grup (Icon, DMG) (I) ve rezin infiltrasyon uygulaması yapılmamış grup (IY). Daha sonra bu gruplar da pürüzlendirme prosedürlerine göre üç alt gruba daha ayrılmıştır (n=15): 35% Fosforik Asit (FA), %9 Hidroflorik Asit (HFA), Er,Cr:YSGG lazer (L). Rezin infiltrasyon uygulanmış gruplara pürüzlendirme prosedürleri öncesinde termal siklus (5000X, 5°-55°C) yapılmıştır. Pürüzlendirme prosedürlerini takiben etch and rinse adeziv sistem (Adper Single Bond 2, 3M ESPE) ve mikro hibrit kompozit rezin (Filtek Z250, 3M ESPE) örnek yüzeylerine uygulanmıştır. Tüm örnekler, termal siklus (x5000, 5°-55°C) sonrası makaslama bağlanma kuvveti test cihazında 1mm/dk piston başlığı hızında analiz edilmiştir. Kompozit rezinlerin başarısızlığa uğradığı andaki değer kaydedilmiştir. Başarısızlığa uğramış örnekler başarısızlık tipini belirlemek için stereomikroskop altında X20 büyütmede gözlenmiştir. Veriler, üç yönlü Anova ile analiz edilmiştir ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni testi ile %5 anlamlılık düzeyinde yapılmıştır. Sonuçlar, I gruplarında FA hem sağlam hem de demineralize minede anlamlı şekilde diğer pürüzlendirme gruplarından daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (p<0,05). L sağlam minede HFA'dan daha yüksek bağlanma dayanımı gösterirken (p<0,05), demineralize grupta HFA ile benzer değerler göstermiştir (p>0,05).

IY gruplarında; L ve HFA hem sağlam hem de demineralize minede benzer sonuçlar göstermiştir ($p>0,05$). FA, sağlam minede diğer pürüzlendirme gruplardan daha yüksek bağlanma dayanımı ($p<0,05$) göstermiştir. FA, IY gruplarında demineralize minede L ile benzer ($p>0,05$); HFA'dan yüksek ($p<0,05$) bağlanma dayanımı göstermiştir.

I gruplarında; HFA ile pürüzlendirilmiş sağlam mine grubu, demineralize mine grubundan daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$). FA ve L ile pürüzlendirilmiş sağlam ve demineralize mine grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$).

IY gruplarında HFA ve L ile pürüzlendirilmiş demineralize mine grupları, sağlam mine gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$). FA ile pürüzlendirilmiş sağlam mine grubu demineralize mine grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).

HFA ve L ile pürüzlendirilmiş sağlam mine grupları arasında rezin infiltrasyonu uygulanmış gruplar daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$). FA ile pürüzlendirilmiş sağlam mine grupları arasında ise IY grubu, I grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).

Demineralize minede pürüzlendirme yönteminden bağımsız olarak I grupları IY gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$).

Sonuç olarak %35 fosforik asit bağlanma dayanımına zarar vermeden rezin infiltrant uygulanmış mine üzerinde kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: rezin infiltrasyon, makaslama bağlanma dayanımı, pürüzlendirme

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA17/03) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Dt. Zümür Ceren Özduman, Effect of Different Etching Methods on Shear Bond Strength of Resin Infiltrated Sound and Demineralized Enamel, Baskent University Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, 2017.

The aim of this in-vitro study was to determine the influence of resin infiltrant application on the shear bond strength of different etching methods on sound and demineralized enamel. 180 extracted human upper incisor's enamel surfaces were used in the study. Half of the specimens were artificially demineralized (14 days, acidic buffer, pH 4.8), other half remained sound. Sound and demineralized samples (n=90) were divided first into 2-subgroups (n=45): Resin Infiltrated Group (Icon, DMG) (I) and No Resin Infiltrated Group (IY). Then, these groups were also divided into three according to the etching procedures (n=15): 35% Phosphoric Acid (FA), 9% Hydrofluoric Acid (HFA), Er,Cr:YSGG laser (L). The caries infiltrant applied groups were thermocycled (5000X, 5°-55°C) before the etching procedures. Following different etching procedures, a micro hybrid composite (Filtek Z250, 3M ESPE) was applied on enamel surfaces by using an etch-and-rinse adhesive system (Adper Single Bond 2, 3M ESPE). All specimens were analyzed after thermocycling on a shear bond strength testing machine at a crosshead speed of 1mm/min. The values were recorded at the time of failure of composite resins. The failed samples were examined under a stereomicroscope at X20 magnification to determine the mode of failure.

The data were statistically analyzed by three-way Anova and multiple comparisons were made by Bonferroni test at 5% significance level.

The results revealed that in I groups; FA showed significantly higher shear bond strength value than other etching groups both in sound and demineralized enamel ($p<0,05$), but L showed higher bond strength than HFA in sound enamel ($p<0,05$), while it had similar value with HFA in demineralized group ($p>0,05$). In IY groups; LA and HFA showed similar values in both sound and demineralized enamel ($p>0,05$), but FA showed higher bond strength value than other etching groups in sound enamel

($p < 0,05$), and similar value with L ($p > 0,05$) and higher value than HFA ($p < 0,05$) in demineralized enamel.

In I groups; HFA etched sound enamel group showed lower bond strength value than demineralized enamel group ($p < 0,05$). In both FA and L etched groups, there was no statistically significant difference between sound and demineralized groups ($p > 0,05$).

In IY groups; HFA and L etched demineralized enamel groups showed higher bond strength than sound enamel groups ($p < 0,05$). FA etched sound enamel group showed higher bond strength values than demineralized enamel group ($p < 0,05$).

Among HFA and L etched sound enamel groups; resin infiltrated groups (I) showed higher bond strength values ($p < 0,05$). Among FA etched sound enamel groups, IY group showed higher bonding strength than (I) group ($p < 0,05$).

In demineralized enamel; I groups showed higher bond strength than IY groups irrespective of the etching procedures ($p < 0,05$).

In conclusion, 35% phosphoric acid can be used on resin infiltrated enamel without impairing the bond strength.

Key Words: resin infiltration, shear bond strength, etching

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Project no: D-DA17/03) and supported by Baskent University Research Fund.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	xii
ŞEKİLLER	xv
TABLolar	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Mine Dokusu ve Özellikleri.....	4
2.2. Diş Çürüğü	5
2.2.1. Diş çürüğünün mikrobiyolojisi	5
2.2.2. Diş çürüğünün patolojisi ve koruyucu faktörler	5
2.3. Başlangıç Mine Çürüğü ve Özellikleri	6
2.3.1. Başlangıç çürük lezyonlarının mikroskopik görüntüsü	6
2.3.2. Başlangıç mine çürüğünün klinik görüntüsü	7
2.3.3 Çürük lezyonlarının teşhisi	8
2.4. Başlangıç Çürük Lezyonlarının Tedavisi	12
2.4.1. Doğal remineralizasyonun desteklenmesi	14
2.4.2. Klorheksidin glukonat.....	15
2.4.3. Florür uygulamaları	15
2.4.4. Kazein fosfopeptid amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP).....	16
2.4.5. Lazer ile demineralizasyonun önlenmesi.....	17
2.4.6. Resin infiltrasyon.....	17

2.5. Diş Hekimliğinde Lazerler.....	19
2.5.1. Işık ve lazer ile ilgili genel bilgiler	20
2.5.2. Lazer cihazının yapısı	20
2.5.3. Lazer ışınının doku ile etkileşimi.....	21
2.5.4. Lazerlerin restoratif diş tedavisindeki kullanımları	23
2.6. Restoratif Diş Hekimliğinde Pürüzlendirme.....	26
2.7. Deneysel Çürük Lezyonları Oluşturma	27
2.7.1. Bakteriyel metod.....	28
2.7.2. Kimyasal metod	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Örneklerin Hazırlanması.....	33
3.2. Yapay Çürük Lezyonlarının Oluşturulması.....	35
3.3. Örneklerle Rezin İnfiltrasyon Tedavisi Uygulanması	36
3.4. Rezin infiltrasyon Uygulanmış Örneklerin Yaşlandırma Protokolü	37
3.5.Yüzey Pürüzlendirme Prosedürlerinin Uygulanması Ve Kompozit Rezinlerin Bağlanması.....	38
3.5.1. Yüzey pürüzlendirme prosedürlerinin uygulanması.....	38
3.5.2. Kompozit rezinlerin bağlanması ve termal siklus.....	40
3.6. Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Universal Test Cihazında Ölçülmesi.....	43
3.7. Örneklerin Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi	44
3.8. İstatistiksel Analiz.....	45
4. BULGULAR	46
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri	46
4.2. Kırılan Örneklerin Başarısızlık Analizi	49
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	63

7. KAYNAKLAR.....	64
--------------------------	-----------



KISALTMALAR VE SİMGELER

A: Bağlanma Alanı

ACP: Amorf Kalsiyum Fosfat

ADA CCS: American Dental Association Caries Classification System

Bis-EMA: Bisfenol A Etoksi Dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol Glisidil Metakrilat

Ca: Kalsiyum

Ca₁₀ (PO₄)₆ F₂: Florapatit

Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂: Hidroksiapatit

CCD: Charge-Coupled Device

CO₂: Karbondioksit

CPP: Kazein fosfopeptid

D: Demineralize mine

DIFOTI: Dijital Fiber Optik Transilüminasyon

dk: Dakika

ECM: Elektrik Çürük Monitoru

Er,Cr:YSGG: Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet

Er:YAG: Erbium: Yttrium-Aluminium-Garnet

FA: Fosforik asit

FDA: Food and Drug Administration

FOTI: Fiber-optik Transilüminasyon

H₂O₂: Hidrojen Peroksit

HEMA: 2-Hidroksi Etil Metakrilat

HFA: Hidroflorik Asit

I: Rezin infiltrasyon tedavisi

ICDAS: The International Caries Detection and Assessment System
(Uluslararası Çürük Tespit ve Değerlendirme Sistemi)

IY: Rezin infiltrasyon tedavisi yok

L: Lazer

LED: Işık Yayan Diyot

LLLT: Low Level Laser Treatment (Düşük seviyeli lazer tedavisi)

ml: mililitre

mm: Milimetre

MPa : Megapaskal

mW/cm²: Miliwatt Bölü Santimetre Kare

N : Newton

Nd:YAG: Neodymium yttrium, alüminyum, garnet

nm : Nanometre

P: Fosfat

pH : Power of Hydrogen

QLF: Quantitative Light-induced Fluorescence

r: Yarıçap

RI: Refraktif İndeks

S: Sağlam mine

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)

SiC: Silikon Karbid

sn: Saniye

TEG-DMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

W: Watt

μm : Mikrometre

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat Derece

π = Pi Sayısı

ŞEKİLLER

Şekil 3.1. Araştırmada izlenen prosedürler	32
Şekil 3.2. a: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan silikon kalıplar b: Üst santral diş kronu c: Zımparalama ve parlatma cihazı	34
Şekil 3.3. Düzgün ve parlak mine yüzeyi elde edilmiş örnek.....	34
Şekil 3.4. a: Hazırlanan demineralizasyon solüsyonunun aktive edilmesi b: etüv sıcaklığının ayarlanması c: örneklerin etüv içinde bekletilmesi	35
Şekil 3.5. a: ICON-etch b: ICON-etch'in uygulanması	36
Şekil 3.6. a: Icon-Dry b: Icon-Dry uygulaması.....	36
Şekil 3.7. a: Icon-Infiltrant b: Infiltrant uygulaması sonrası ışık ile polimerizasyon	37
Şekil 3.8. Polisaj diskleri.....	37
Şekil 3.9. Termal siklus cihazı	38
Şekil 3.10. a: Hidroflorik asit b: Hidroflorik asit uygulaması	38
Şekil 3.11. a: Fosforik asit b: Fosforik asit uygulaması.....	39
Şekil 3.12. Lazer cihazı.....	39
Şekil 3.13. a ve b: Lazer parametrelerinin seçilmesi c: Lazer ile pürüzlendirilmiş örnek.....	40
Şekil 3.14. Etch&rinse adeziv sistem.....	40
Şekil 3.15. a: Plastik kalıplar b: Kompozit rezin	41
Şekil 3.16. Universal test cihazı.....	43
Şekil 3.17. a: Örneğin cihaza sabitlenmesi b: Kuvvet uygulanması.....	43
Şekil 3.18. Stereomikroskop	44
Şekil 3.19. a: Adeziv başarısızlık b: Karma başarısızlık c: Dişte koheziv başarısızlık.....	45
Şekil 4.1. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar..	47
Şekil 4.2. Kırılan örneklerin başarısızlık tip yüzdelерini karşılaştırmaları.....	50

TABLÖLAR

Tablo 2.1. Farklı özelliklerdeki mine dokusunun klinik özellikleri	9
Tablo 2.2. ICDAS II kodları	9
Tablo 2.3. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan lazerler, özellikleri ve kullanım alanları	23
Tablo 3.1. Araştırmada oluşturulan gruplar	33
Tablo 3.2. Deneyde kullanılan demineralizasyon solüsyonunun içeriği	35
Tablo 3.3. Kullanılan materyaller, üretici firmaları ve kompozisyonları	42
Tablo 4.1. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar-1	46
Tablo 4.2. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar-2	47
Tablo 4.3. Kırılan örneklerin, stereomikroskop altında tespit edilen başarısızlık tip dağılımları	50

1. GİRİŞ

Diş çürüğü, bakterilerin diyetle alınan karbonhidratları fermente etmesi sonucunda oluşan asitlerin, diş dokularının yapısını zaman içinde bozması ile oluşan bir hastalıktır (1,2). Bu hastalık, popülasyonda yaygın olarak görülür ve biyolojik, fizyolojik, sosyoekonomik etkenlere bağlıdır (1–3). Mine demineralizasyonu ise, plağın diş yüzeyinde kritik süreçten daha uzun süre kalması sonucunda oluşan diş çürüğünün erken evrelerinden biridir. Başlangıç mine demineralizasyonu; mineral kaybı ile oluşan optik yanılmanın bir sonucu olarak “beyaz nokta lezyonu” şeklinde ifade edilir (4,5). Bu nedenle, opak beyaz görünümlü başlangıç çürük lezyonlarını, bireylerin estetik görünümünde kaygıya neden olabilecek mine defektleri olarak tanımlamak mümkündür. Beyaz nokta lezyonlarının oluşmasına yetersiz ağız hijyeni ve buna bağlı olarak dişlerin servikal marjinlerinde biriken plak, şekerden zengin diyet neden olabilir. Ayrıca sabit ortodontik bant ve braketler plak retansiyonuna sebep olduğu için bunların sökümü sonrasında dişlerin vestibül yüzeyinde beyaz nokta lezyonlarına sık rastlanmaktadır (6,7).

Başlangıç mine çürükleri, çürüğün remineralize edilebilir veya durdurulabilir evresidir. Başlangıç mine çürükleri geleneksel olarak, ağız hijyeninin iyileştirilmesi, fermente edilebilir karbonhidratların tüketiminin azaltılması gibi uygulamalarla tükürük kaynaklı doğal remineralizasyonun desteklenmesi, topikal florür, kazein fosfopeptit amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP) gibi remineralize edici ajanların veya klorheksidin glukonat gibi antibakteriyel ajanların kullanılması ile etiyolojik faktörleri etkileyen, girişimsel olmayan önlemler alınarak yavaşlatılabilir ya da durdurulabilir. Ancak bu tedavi yaklaşımlarının başarısı, hasta kooperasyonu ile de yakından ilgilidir (8,9). Rezin infiltrasyon tekniği kavitasyonu olmayan çürük lezyonlarını, demineralize minedeki difüzyon yollarını düşük viskoziteli rezin ile tıkayarak durdurma özelliği ile tanıtılmıştır (10,11). Rezin infiltrantlar ayrıca, beyaz nokta lezyonlarının görüntüsünü düzeltmek amacıyla da kullanılabilir (12).

Ticari olarak mevcut rezin infiltrasyon tekniği minenin dış yüzey tabakasını uzaklaştırmak amacıyla %15’lik hidroklorik asit, kurutmak amacıyla etanol ve lezyon içine infiltre olması için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bazlı düşük

viskoziteli rezin içerir. Böylece çürük lezyonunun poroz bölgeleri rezin ile doldurulur (13).

Güncel olarak rezin infiltrasyon tedavisinin kompozit rezin restorasyon kullanımı öncesi kullanılabilirliği sorgulanmaktadır (14–16). Bu uygulama şekli; bir kısmı başlangıç seviyesinde, diğer tarafı kavitasyonlu lezyonlarda gerekli olabilir. Kavitasyonlu bölge restorasyon gerektirirken, demineralize alanlar infiltrasyon tedavisi gerektirebilir. Diğer bir klinik durum ise, ortodontik braket uygulanmış dişlerde, braketlerin sökümü sonrası braket çevresinde sıklıkla görülen beyaz lezyonların tedavi ihtiyacıdır. Braketlerin yeniden yapıştırılmasında veya hasta tekrar ortodontik tedaviye ihtiyaç duyduğunda, rezin infiltrasyonu uygulanmış bölgelere kompozit rezin uygulanması gerekebilir. Resin infiltrasyon tedavisi uygulanmış dişlere estetik restorasyon uygulandığı durumlarda da aradaki bağlantının kuvveti sorgulanacaktır.

Mine dokusunun pürüzlendirilebilmesi kompozit restoratif prosedürler için önemli bir aşamadır. 1955 yılında fosforik asidin minenin pürüzlendirilmesinde kullanılmasından beri, pürüzlendirme için 10% fosforik asit, %35 fosforik asit, 10% maleik asit, 10% sitrik asit, 2.5% oksalik asit ve 2.5% nitrik asit gibi farklı asitler, farklı konsantrasyonlar ve süreler denenmiştir (17–20). Farklı yöntemler ile, mine topografisi değiştirilerek adezyona uygun bir yüzey elde edilmek istenmiştir. Günümüzde mine pürüzlendirilmesi için sıklıkla kullanılan yöntem %35 fosforik asidin (FA) 30 saniye (sn) uygulanmasıdır (20).

Kompozit rezinlerin tamirinde kompozit rezinin %4-10 hidroflorik asit (HFA) ile pürüzlendirilmesinin de başarılı sonuçlar verebileceği literatürde belirtilmiştir (21,22).

Son yıllarda minenin pürüzlendirilmesinde kullanılabilecek yöntemler arasına lazerler de katılmıştır. Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan pürüzlendirmede, hidroksiapatit kristalleri uzaklaştırılarak düzensiz bir yüzey elde edilir. Böylece adeziv sistemlerin mineye mikro retansiyonu arttırılabilir (23,24). Ayrıca lazer ile pürüzlendirilmiş minenin, aside daha dirençli bir yapıya dönüştüğü belirtilmiştir (25,26).

In-vitro olarak planlanmış bu tez çalışmasının amacı, rezin infiltrasyon uygulanmış sağlam ve demineralize minede hidroflorik asit, fosforik asit ve lazer olmak üzere üç farklı yüzey pürüzlendirme yönteminin makaslama bağlanma

dayanımına etkisinin değerlendirilmesidir. Bu araştırma sonucunda, rezin infiltrasyon uygulanmış mine yüzeyine kompozit rezinlerin uygulanması sırasında farklı pürüzlendirme yöntemlerinin bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesinin literatüre katkı sağlayacağı düşünülmüştür.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine Dokusu ve Özellikleri

Mine dokusu, ektoderm kaynaklı ameloblast hücreleri tarafından oluşturulan, vücudun en sert dokusudur (27). Koronal dentini çevreleyen minenin kalınlığı; yaşa, dişe ve dişin bölgesine göre değişiklik gösterir. Mine, kesici ve çiğneyici yüzeylerde daha kalınken, mine-sement sınırına doğru incelerek sonlanır (28,29).

Diş minesinin organik matriksi temel olarak rezidüel mine proteinlerinden ve ek olarak, su ve lipidlerden oluşur (30,31). Organik matriks içinde mineral kristaller gömülüdür. Mine dokusu, ağırlıkça %95-98 inorganik materyal içeren aselüler bir yapıdır ve yarı geçirgen olma özelliğine sahiptir (32). Bu yapıyı oluşturan ve hacimce %90-92 oranında bulunan mineral bileşen, hidroksiapatittir ve $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ şeklinde formüle edilir. Mine dokusu bileşenlerinin diğer kısmı ise organik ve hacimce %6, ağırlıkça %1-2 kadardır. Geriye kalan %4'lük kısım ise sudur. Bu komponentlerin dağılımı homojen değildir (33–35).

25 nanometre (nm) kalınlıkta ve 1 milimetreye (mm) kadar artabilen uzunlukta olan hidroksiapatit kristalleri, dentinden mine yüzeyine doğru uzanır. Ortalama 1000 hidroksiapatit kristali bir araya gelerek, mine prizması denilen yapıları oluşturur. Prizmaların enine kesitlerdeki görüntüsü daireselden anahtar deliği görüntüsüne değişiklik gösterir. Hidroksiapatit kristallerinin uzun aksı, prizmaların uzun aksı ile paralellik gösterir. Her prizmanın periferinde, kristaller eğilim göstererek prizmalar arası boşluğun artmasına neden olur. Bu interprizmatik boşlukların doku içine difüzyon yolları oluşturması çürük ilerleyişini destekleyen bir özelliktir (36).

İlk olarak Retzius'un 1837 yılında minede kahverengi çizgiler olarak gözlemlediği Retzius çizgileri, mine oluşumu sırasında ameloblastların mine formasyonu ve duraklama periyodlarının sonucu olarak meydana gelir. Bu tabakasal çizgilerin duraklama dönemini gösteren bölgeleri, daha çok organik yapı içerir (37). Retzius çizgilerinin olduğu bölgeler ve mine prizmaları arasındaki boşluklar, doku içinde difüzyon yollarının oluşmasına neden olarak çürük oluşmasında rol alır. Bu nedenle retzius çizgileri erken mine çürüklerinden sorumlu tutulur. Okluzal minede, retzius çizgileri ve mine prizmalarının yönü yüzeye diktir. Aksiyel yüzeylerde ise yüzeye diagonal olarak seyreder. Retzius çizgilerinden kaynaklanan mine geçirgenliği,

düz yüzey çürüklerinin lateral olarak yayılmasına neden olur (38,39). Genel olarak doku yüzeyinden dentine doğru gidildikçe mineral içeriğinde azalma görülürken, porözite, sıvı ve organik materyalde artış görülür. Ancak, fissür minesı gibi bazı bölgelerde porözite, protein ve kristal dağılımı daha karmaşık olabilir. Bu bölgelerde daha düşük mineral, yüksek protein içeriğı, daha yüksek porözite görülür (34).

2.2. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, bakterilerin diyet ile alınan karbonhidratları fermente etmesi sonucu açığa çıkardıkları asitlerin, diş sert dokularında zaman içinde neden olduğu yıkımdır (1,2).

2.2.1. Diş çürüğünün mikrobiyolojisi

Çürük oluşumu dişı çevreleyen bakteriyel biyofilm içinde başlar. Başlangıç mine çürüğünün ana faktörlerinden biri olan mutans streptokoklar (*S. mutans* ve *S. sobrinus*) (40–43) ve özellikle çürüğün dentinde ilerleyişinde etkili olan laktobasiller, asidik ortamlarda büyüebilme yetenekleri ve diyetle bulunan şekerleri laktik asit gibi organik asitlere metabolize edebilmeleri ile karakterizedirler (44,45). Streptokokların *anginosus*, *mitis* ve *salivarius* grupları, *Propionibacterium*, *Enterococcus faecalis* ve *Bifidobacterium* gibi bakteriler de çürüğe neden olabilir (46).

2.2.2. Diş çürüğünün patolojisi ve koruyucu faktörler

Diş çürüğü, diş mineralleri ve oral mikrobiyofilm arasındaki fizyolojik dengenin bozulması sonucunda meydana gelir (46,47). Diş üzerinde mikrokoloniler halinde yaşayan bakteriler; polisakkaritler, proteinler ve hücreler tarafından sentezlenen DNA'dan oluşmuş organik matriks ile çevrelenerek, konak savunmalarından korunur ve antimikrobiyal ajanlara karşı direnç sağlar (40).

Çürük ilerleyişinin mekanizması tüm çürük tipleri için benzerdir. Biyofilm içinde bulunan endojenöz bakteriler, fermente edilebilir karbonhidratların metabolize edilmesi sonucunda, yan ürün olarak laktik, formik, asetik ve propionik asit gibi zayıf organik asitler üretirler (5,28,48,49).

Bu asit, lokal pH'ın kritik değerlerin altına düşmesine neden olarak diş dokusunda demineralizasyona neden olur. Kritik pH mine için pH 5.5 iken, dentin için

pH 6.2'dir (28). Kalsiyum, fosfat ve karbonatın diş üzerinden difüzyonu devam ederse, sonunda kaviteasyonun görüleceği çürük ilerleyişi başlar (49–51).

Demineralizasyon, düşük pH'a bağlı olarak kalsiyum ve fosfatın diştten çözünmesine verilen isimdir. Kalsiyum ve fosfat, biyofilm ve dişte dengeleninceye kadar çözünür. Biofilmdeki pH, nötral seviyeye yükseldiğinde ve çözünmüş kalsiyum ve fosfat süpersatüre olduğunda bu mineraller tekrar diş yüzeyine çöker. Diş yüzeyinin kaybettiği mineralleri tekrar kazanmasına ise remineralizasyon denilmektedir (28). Diş çürüklerinin demineralizasyona sebep olan patolojik faktörler ve remineralizasyona neden olan koruyucu faktörler arasındaki dengeye bağlı, dinamik bir hastalık olduğu genel kabul görmüş bir görüştür. Diş çürüğünün ilerlemesi, durması veya gerilemesi demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki dengeye bağlıdır. Bu dengeyi çürük oluşumu lehine bozacak olan patolojik faktörler, tükürük akışının veya fonksiyonlarının azalması, asidojenik bakterilerin artışı, fermente edilebilir karbonhidratların sık alımı ve kötü ağız hijyenidir. Çürük oluşumunu engelleyecek olan koruyucu faktörler ise; tükürük akış hızı ve içeriği, florür, kalsiyum, fosfat içeren remineralize edici ajan kullanımı; florür, ksilitol ve klorheksidin glukonat gibi antibakteriyel ajan kullanımı ve iyi ağız hijyenidir (49,50).

2.3. Başlangıç Mine Çürüğü ve Özellikleri

Başlangıç mine çürüğü lezyonları, “beyaz nokta lezyonu” olarak da adlandırılan, yüzey yapısı demineralizasyon nedeniyle daha pöröz olan alanlardır. Başlangıç mine çürükleri, diş çürüğü oluşumunun en erken safhasıdır ve bu aşamada çürük lezyonunun durdurulması ve tedavi edilebilmesi mümkündür (2).

2.3.1. Başlangıç çürük lezyonlarının mikroskopik görüntüsü

Başlangıç çürük lezyonları dört histopatolojik bölge ile karakterizedir (52). Bu bölgeler derinden yüzeye doğru şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Transludent bölge (1% por hacmi):** Mine çürüklerinin en derininde bulunan ve sağlam dokuya doğru ilerleyen, sağlam mineden, mine yüzeyine doğru ilerlerken görülen ilk tabakadır. Geniş porlara daha çok prizma çeperlerinde rastlanır (38).

2- Karanlık bölge (2-4% por hacmi): Transludent bölgenin üzerinde bulunur. Pörözite %5-10 oranına yükselmiştir. Bu bölgede ayrıca küçük porların da olması remineralizasyon olduğunu göstermektedir. Durmuş çürük lezyonlarının kahverengi görüntüsü, bu tabakanın genişlemesine bağlıdır. Kahverengi görüntüye bağlı olarak karanlık tabaka denilmektedir. Çok hızlı ilerleyen çürüklerde karanlık tabaka çok ince olabilir.

3- Lezyon gövdesi (>5-25% por hacmi): Lezyonun büyük kısmını kapsar ve en geniş kısmı yüzeyel tabakanın altındadır. Bu bölgede retzius çizgileri belirli ve genişlemiştir. Porlar kavitasyon oluşana dek genişlemeye devam eder.

4- Yüzey bölgesi (%1-2 por hacmi, 20 µm-50 µm): Çürük atağının başlangıcından sonra nispeten sağlam yüzey bölgesi gelişir. Bu yüzey bölgesinin porözitesi sağlam dokununkine benzer şekilde, %1-2 oranındadır. Hipermineralize olan bu bölge hem dişin dış yüzeyinden remineralizasyon ile hem de çürük lezyonundan yıkılan minerallerin birikmesi ile oluşur. Bu bölge genellikle kavitasyon oluşana dek sağlam kalır (53,54).

2.3.2. Başlangıç mine çürüğünün klinik görüntüsü

Mine yüzeyindeki çeşitli kusurlar (perikimati çizgileri, gelişimsel olarak derin olan pit ve fissürler, hipoplastik kusurlar) plağın tutunmasına ve birikimine neden olur (29). Başlangıç mine çürüğü (beyaz nokta lezyonları), temizlemenin güç olması sebebiyle proksimal yüzeylerde, kontak ve kontak altı bölgelerde ve sabit ortodontik apareylerin çevresi gibi mikrobiyal biyofilmin gelişmesinin izin verildiği tüm dış yüzeylerinde meydana gelebilir (55,56).

Plağın uzun süreli akümülyasyonuna bağlı olarak meydana gelen demineralizasyon sonucunda, yüzey üstü porözite artar ve translüsensi kaybı olur. Sağlam minenin refraktif indeksi (RI) 1.62 iken; mikroporöziteler su ile dolu olduğunda RI 1.33, hava ile dolu olduğunda RI 1.0 olur. Bu durum, başlangıç mine

çürüğünün özellikle hava ile kurutulduğunda opak tebeşirimsi görüntüsünün sebebidir (5,12). Opak, tebeşirimsi görünümü nedeniyle “beyaz nokta lezyonu” olarak tanımlanan bu lezyonlar, durdurulmazsa ve demineralizasyon geri çevrilmezse, daha derin dokulara ilerler (4,5). Kavitasyon oluştuğunda bu bölgedeki plağın uzaklaştırılması çok zor olacağı için, çürük ilerleyecek ve geri dönüşümsüz süreç başlayacaktır. Beyaz nokta lezyonu, diş çürüğünün gözle görülebilir ilk bulgusu olduğu için erken tedavi açısından önem taşır (29).

Klinik olarak durmuş başlangıç lezyonları, düzgün bir yüzeye sahiptir, ışığı yansıtan parlak bir görüntü verir ve sıklıkla pigmentasyon gösterir. Aktif başlangıç mine lezyonları ise poröz yapıdadır ve sıklıkla yüzeyleri plak ile örtülüdür (57).

2.3.3. Çürük lezyonlarının teşhisi

Çürük lezyonlarının teşhisinde en sıklıkla kullanılan metot görsel muayenedir ve klinisyenler tarafından sıklıkla radyograflar ile de desteklenir. Dijital radyograflar, Quantitative Light-induced Fluorescence (QLF), DIAGNOdent, Fiber-optik Transilüminasyon (FOTI), Dijital Fiber Optik Transilüminasyon (DIFOTI), Elektrik Çürük Monitörü (ECM), gibi daha güncel cihazlar da çürük lezyonlarının teşhisinde kullanılabilir. Ultrasonografi, alternatif akım empedans spektroskopisi, kantitatif ışık etkili floresan, kızılötesi termografi gibi yöntemler de bu amaçla geliştirilmekte olan yöntemlerdir (2).

Görsel Muayene ve Radyografik Değerlendirme

Çürük lezyonlarının teşhisinde tükürüğün lezyonu maskeleyen etkisini ortadan kaldırmak için görsel muayene, temiz ve kuru yüzeyde yapılmalıdır. Yuvarlak uçlu bir sond kullanılarak yüzey pürüzlülüğü kontrol edilebilir (58). Muayene sırasında sivri uçlu sond kullanımı, demineralize diş yüzeyinde kolayca iyatrojenik hasara neden olacağı için önerilmemektedir (59,60).

Beyaz nokta lezyonları hipokalsifiye mine defektleri ile karıştırılmamalıdır. Beyaz nokta lezyonlarındaki opak görüntünün teşhis edilebilmesi için, hava ile kurutulması gerekir. Hipokalsifikasyon, florosis, hipoplazi ve tetrasiklin renklenmesi gibi defektlerde ise yüzey nemliken de opak beyaz renkte görülmektedir (Tablo 2.1.) (28).

Tablo 2.1. Farklı özelliklerdeki mine dokusunun klinik özellikleri

	Hidrate	Dehidrate	Yüzey Dokusu
Sağlam mine	Transludent	Transludent	Düzgün
Hipokalsifiye mine	Opak	Opak	Düzgün
Başlangıç çürüğü	Transludent	Opak	Düzgün
Aktif çürük	Opak	Opak	Kavitasyonlu
Durmuş çürük	Opak, koyu	Opak, koyu	Pürüzlü

Renk, opaklık, yüzeyde devamsızlık veya kavite bulunması gibi klinik özelliklere bağlı olarak, lezyon aktif veya inaktif olarak değerlendirilebilir (61).

Eğer lezyon aktif ve kaviteye sahip ise restoratif tedaviler önerilmektedir. Lezyon aktif, ancak kavitesiz ise koruyucu tedaviler önerilmektedir (62).

Çürük bilimcileri ve epidemiyologlardan oluşan uluslararası bir araştırma grubu tarafından 1997 yılında, çürük muayenesinin güvenilirliğini ve tekrar edilebilirliğini sağlamak amacıyla The International Caries Detection & Assessment System (Uluslararası Çürük Belirleme ve Değerlendirme Sistemi) (ICDAS) geliştirilmiştir. 2005'te ise ICDAS kriterlerinin lezyon aktivitesini değerlendirmedeki mevcut bulgularının, yetersiz olduğu görülmüş ve modifiye edilerek ICDAS II oluşturulmuştur. ICDAS sisteminde temizlenmiş diş yüzeyindeki görsel topografi temel alınır. Plakı uzaklaştırmak ve yüzey topografisini daha iyi belirleyebilmek için yuvarlak uçlu sond kullanılabilir (59,63). Bu sisteme göre çürük teşhisi kodları Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2.2. ICDAS II kodları

Çürük Kodu	Görsel Özellikler
0	Sağlam diş yüzeyi
1	Minede ilk görsel değişimler
2	Minede belirgin görsel değişim
3	Mine kırığı, dentin görünmüyor
4	Dentinde gölge, dentinde kavite yok
5	Dentinde gözle görünen belirgin kavite
6	Dentinde gözle görünen geniş kavite

Bitewing radyograflar görsel muayenede net olarak görülemeyen lezyonların derinliğini belirlemede kullanılabilir. Bitewing radyograflar, ara yüzeylerdeki çürük lezyonlarının değerlendirilmesinde çok değerlidir. Ancak; radyografıta lezyonun görülebilmesi için, diş yapısının en az %40'ının demineralize olması gerekmektedir (63–65).

Bitewing radyograflar ile ara yüzey çürüklerinin derinliği değerlendirilebilir. American Dental Association Caries Classification System (ADA CCS)'de kullanılan terminolojide radyografik incelemeye göre derinlik sınıflandırması şu şekilde değerlendirilebilir (66):

E0: Lezyon yok

E1: Minenin dış yarısında sınırlı lezyon

E2: Minenin iç yarısına ulaşmış lezyon

D1: Dentinin dış 1/3'ünde sınırlı lezyon

D2: Dentinin orta 1/3'ünde sınırlı lezyon

D3: Dentinin iç 1/3'üne ulaşmış lezyon

Ancak radyograflar ile lezyonun aktif veya inaktif oluşu ve kavitasyonlu veya kavitasyonsuz oluşu değerlendirilemez. Radyografik lezyon derinliği ile kavitasyon varlığı arasında ilişki kurmak amacıyla yapılan araştırmalarda, minenin dış yarısında kalan başlangıç lezyonlarının çok nadiren kavitasyon gösterdiği, dentinin orta kısmına (D2) veya iç üçte birlik kısmına (D3) uzanan lezyonların ise büyük oranda kavitasyon gösterdiği bulunmuştur. Minenin iç kısmındaki (E2) ve dentinin dış üçte birlik (D1) kısmındaki radyolüsensilerde ise kavitasyon varlığını genellemek zordur (67,68). Bu durumlarda tedavi seçeneği hastanın çürük yatkınlığına ve dişin lokasyonuna göre belirlenebilir. Radyografik olarak aynı derinlikteki lezyonlarda, çürük aktivitesi yüksek hastalarda ve posterior dişlere doğru gittikçe kavitasyon görülme oranı artmaktadır (67,69).

a. Light emitting cihazlar

Çürük teşhisinde kullanılan diğer bir yöntem ise sağlam ve çürüklü dokuların optik özelliklerine dayanmaktadır. Işığın belli bir dalga boyunda absorbe edilip, daha

sonra daha yüksek bir dalga boyunda yayılması olayına floresans denilmektedir. Işığın absorbe etme ve yayma özellikleri, diş dokusuna göre (mine, dentin ve sement) ve sağlam/çürük olmasına göre farklı özellikler göstermektedir. Çürük dokuda hem demineralizasyona bağlı oluşan porözite sebebiyle floresans artışı olur, hem de karyojenik bakterilerin metaboliti olan porfirin enerjiyi absorbe eder ve daha yüksek bir dalga boyunda tekrar yayar (70–72). Diş dokularının doğal floresans özellikleri LED (Light Emitting Diode), xenon ve lazer gibi farklı ışık kaynakları ile artırılabilir.

b. Midwest Caries I.D

Midwest Caries I.D, LED ışık kaynağı kullanılarak çürük teşhisi için üretilmiş bir cihazdır. Sağlıklı diş dokuları genellikle demineralize mineden daha translusent özellik gösterir. Midwest Caries I.D 635 nm ve 880 nm dalga boyunda LED ışık kullanarak ışığın diş yüzeyindeki reflektans ve refraksiyonları fiber optikler ile toplanır ve analiz için elektrik sinyallerine dönüştürülür. Translusensi/opasite değişikliklerine göre belirlenen çürük varlığında LED rengi yeşilden kırmızıya dönüşür ve çürük derinliği ile artan frekansta ses uyarısı verilir (73).

c. Quantitative Light-induced Fluorescence (QLF)

QLF, 50-watt xenon ark lambasının ışığını optik bir filtreden geçirerek 290-450-nm dalga boyunda mavi ışık oluşturur. Floresans görüntüler renkli bir CCD (Charged-Coupled Device) kamera ile kaydedilir (74). Yüzeyde lezyon olması durumunda çevreleyen mineye kıyasla daha fazla ışık saçılması olacaktır. Bunun sonucu olarak lezyon bölgesi yeşil arka plan üzerinde siyah olarak görülecektir (75,76).

d. DIAGNOdent

Lazer floresans cihazlarının en bilineni DIAGNOdent ve DIAGNOdent pen'dir. Bu cihazlar diş dokularından yayılan floresansın, görünebilir spektrum aralığındaki 655 nm dalga boyunda kırmızı diod lazer ile artırılması prensibiyle çalışır. Çürük lezyonlarından yayılan floresans ışık, fiber optik uçlar ile toplanır ve lezyonun derinliğini gösteren 0-99 arasında sayısal değerlere dönüştürülür. 5-25 arası değerler başlangıç lezyonu, 26-35 arası değerler erken dentin çürüğü, 35' ten büyük değerler ise ilerlemiş dentin çürüğünü belirtir (77–79).

e. FOTI VE DIFOTI

Fiber optik transiluminasyon (FOTI) ve dijital görüntüleme kullanılan fiber optik transiluminasyon (DIFOTI) çürük lezyonlarının erken görüntülenmesi için kullanılabilen, kullanımı pratik ve kolay cihazlardır. Işık fotonlarının, çürük ve sağlam diş dokularındaki farklı saçılma ve absorpsiyon özelliğini kullanan bu cihazlarda, demineralize mine gölgeli görülürken, çürük dentin turuncu, kahverengi veya gri görülür (80).

f. Elektrik Çürük Monitörü (ECM)

Elektrik çürük monitörü kaviteyasyon göstermeyen okluzal çürük lezyonlarının değerlendirilmesi için geliştirilmiştir. Çürük ilerleyişinde demineralizasyona bağlı artan porözite, azalmış elektrik direncine sebep olur (81,82).

ECM okumasındaki sayısal değerlendirme şu şekildedir:

- 1.0–3.00: Sağlıklı mine veya erken çürük başlangıcı,
- 3.01–6.00: Mine-dentin sınırına kadar ilerlemiş mine çürüğü,
- 6.01–8.00: Dentin çürüğü,
- 8.01–13.00: Derin dentin çürüğü göstergesidir (79).

g. Ultrason

Çürük teşhisinde ultrason kullanımı, ses dalgalarının gaz, sıvı ve katı ortamlardan farklı hızlarda geçebilme özelliğine dayanmaktadır. Yüksek frekanslı dalgaların (1-20 MHz) dokunun eko düzeyinde oluşturduğu değişiklikler, dokuda patolojik değişikliklerin meydana geldiğini ifade eder (75). Ultrason, iki ayrı ortamda ses dalgaları farklı hızlarda ilerlediği için, kaviteyasyon oluşturmamış mine çürüklerinin tanısında, sağlam ve demineralize mine dokularını kolaylıkla ayırabilir. Ayrıca in-vitro bir araştırmada ultrason tekniği ile ara yüzeylerde beyaz nokta lezyonlarının ve kaviteyasyon olup olmadığının da belirlenebileceği belirtilmiştir (83).

2.4. Başlangıç Çürük Lezyonlarının Tedavisi

Diş çürüğünün hangi evrede olduğu tedavi planlamasını doğrudan etkiler. Tedavi, bazen sadece oral hijyeninin artırılması ile olabilecekken, daha ileri

aşamalarda çürüğün invaziv yaklaşım ile temizlenmesi ve restorasyonunu gerektirir ve çok ileri evrelerde dişin çekimi bile gerekebilir. Çocuklarda ve erişkinlerde en sık görülen kronik hastalıklardan biri olan diş çürükleri, ağrı ve diş kaybının en yaygın nedenidir (84).

Bu hastalığın ilerleyişinin, atomik seviyede ilk demineralizasyon ile başlayıp, daha sonra erken mine lezyonunu, dentin çürüğünün izlemesi ve son olarak çürüğün pulpaya ulaşması şeklinde olduğu düşünülmektedir. Erken mine lezyonunun remineralize olabileceği bilinmektedir ve bu nedenle, geri dönüştürülebilir olarak tanımlanır (49).

Dentin veya minenin tamamen yerine geçebilecek bir restoratif materyal olmadığı için, tedavi planlamasında diş yapısını korumak asıl amaç olmalıdır. Diş dokusunun bütünlüğü korunarak tedavinin yan etkileri minimize edilmelidir (85). Diş hekimliğindeki gelişim ve koruyucu ve adeziv diş hekimliği teknolojilerindeki ilerleme ile birlikte, diş yapısını korumak amacıyla koruyucu ve çürük ilerleyişini durdurucu yeni teknolojiler uygulanmaya başlanmıştır. Minimal invaziv diş hekimliği olarak adlandırılan bu uygulamalar, mümkün olduğunca az miktarda dokuyu uzaklaştırmayı hedefler (86).

Düz yüzey lezyonlarının tedavi seçeneği, lezyonun radyograf değerlendirmesindeki yayılımına ve kavitasyon gösterip göstermemesine bağlı olarak değişir. Minenin dış yarısı ile sınırlı lezyonların remineralize olma potansiyeli vardır (86–88). Bu lezyonlar için tedavi seçenekleri,

1-Ağız hijyeninin iyileştirilmesi, fermente edilebilir karbonhidratların sık tüketiminin azaltılması ve öğünlerdeki dağılımının düzenlenmesi gibi uygulamalarla tükürük kaynaklı doğal remineralizasyonun desteklenmesi

2-Klorheksidin glukonat uygulanması

3-Florür uygulanması

4-Kazein fosfopeptid (CPP) içeren ürünler uygulanması

5-Lazerlerin kullanımı

6-Rezin infiltrasyon tedavisi

2.4.1. Doğal remineralizasyonun desteklenmesi

Tükürük ağız içinde salgılanan ve karmaşık içeriğine bağlı olarak pek çok göreve sahip olan bir sıvıdır. Parotis, submandibuler ve sublingual olmak üzere üç ana tükürük bezinden ve minör (küçük) tükürük bezlerinden günde yaklaşık olarak 1500 mililitre (ml) tükürük salgılanır. Tükürük pH'sı insanda 6,2-7,6 aralığında değişir (89). %99'u su olan tükürüğün diğer inorganik bileşenleri; kalsiyum, fosfat, florür, hidrojen, bikarbonat sodyum potasyum, klordur. Tükürüğün organik bileşenleri ise peptidler, proteinler, glikoproteinler, tiyosiyonat, enzimler (laktoperoksidaz, lizozim, amilaz, lipaz, dezmozolaz, karbonik anhidraz) olarak sıralanabilir. Tükürük akışının azalması, ilaç kullanımına, radyoterapi alımına, bazı sistemik hastalıklara ve çiğnemenin azalmasına bağlı olarak gelişebilir (90). Tükürüğün pek çok görevi bulunmaktadır.

Tükürüğün görevleri:

Tükürük içerisindeki birçok maddenin farklı görevleri vardır. Bunlar;

1. Su, makromoleküller proteinler ve musin içerikleri ile lubrikasyon, temizleme ve mukoz membranların korunması görevlerinde yer alırlar.
2. Bikarbonat, fosfat ve üre aktivitesi ile tamponlama kapasitesine sahiptir ve böylece demineralizasyonu azaltır (91,92).
3. İmmunoglobulin, defensin, lizozom ve musinler antimikrobiyal etkiye sahiptir.
4. Amilaz, lipaz ve su sindirimde görev alır.
5. Su ve gustin tat almada rol alır (27,91,93).
6. Kalsiyum fosfat ve florür içeriği remineralizasyonu sağlar. Tükürük proteinleri tarafından yüksek düzeylerde tutulan kalsiyum ve fosfat, remineralizasyonda görev alır. Tükürükte bulunan staterin peptidi, kalsiyum ve fosfat solüsyonlarının stabilizasyonunu sağlar. Ayrıca hidroksiapatite bağlanarak koruyucu pelikül oluşmasını sağlar (94,95). Pelikül içindeki staterin, histatin, sistatin ve prolinden zengin proteinler, mine porlarından geçemeyecek kadar büyük oldukları için yüzeyde kalarak hidroksiapatitlere bağlanırlar. Bu bağlanma sonucu minerallerin mineye penetre olması gerçekleşebilirken, mineral çıkışı engellenir (94). Tükürükte florür bulunması florapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6F_2]$ oluşumuna yol açarak, aside karşı dişten daha dirençli bir yapı oluşturur (5,96,97).

Rafine karbonhidrat içeren ürünler, diyet ile alındığında ağız içinde bulunan karyojenik bakteriler bunları metabolize eder ve bunun sonucunda oluşan asit, diş dokularının harabiyetine neden olur. 1943 yılında, Stephan ve Miller yaptıkları çalışmada, glukoz solüsyonu ile ağızın çalkalanmasından sonra 2-4 dakika içinde ağız içi pH'nın 6.5'ten 5'e düştüğünü, 30 dakika sonra ise ağız içi pH'nın başlangıç pH değerine ulaştığını göstermiştir (98). Tüketilen karbonhidratın formu da tükürüğün ağız içi tamponlama zamanında etkili olacaktır. Bu nedenle; karyojenik olmayan aspartam, sülfam, sakkarin, mannitol, ksilitol, sorbitol gibi yapay şekerler üretilmiştir. Ksilitol ve sorbitol çürükten korunmak amacıyla en sık kullanılan yapay şekerlerdir ve tükürük akışını arttırarak çürük oluşum oranını azaltırlar (99,100). Diş çürüğüne en büyük katkı glukoz, sukroz ve fruktoz gibi fermente edilebilir karbonhidratların sıklıkla alınması ile olur (88,101). Fermente edilebilir karbonhidratların tüketim sıklığı azaltılıp öğünlerle birlikte alınması ile ve diş fırçalama, diş ipi kullanımı gibi ağız hijyeni alışkanlıklarının geliştirilmesi ile karyojenik plağın diş ile temas zamanı azaltılabilir. Böylece demineralizasyona sebep olan etkenler azaltılacak ve tükürüğün doğal remineralizasyon etkisi arttırılacaktır (102).

2.4.2. Klorheksidin glukonat

Klorheksidin glukonat, geniş spektrumlu etkiye sahip katyonik bir antimikrobiyal ajandır. Antimikrobiyal etkisinin bir sonucu olarak, dental plağın da metabolik aktivitesini azaltır (103). Bakteri etkeninin ortadan kaldırılması koruyucu faktörlerin başarılı olmasına yardımcı olarak, çürüğün durdurulmasında veya geri döndürülmesinde etkili olacaktır (50).

2.4.3. Florür uygulamaları

Halojen ailesinden bir element olan flor, yüksek elektronegatifliğe sahiptir ve en reaktif ametaldir. Bu nedenle flor genellikle doğada serbest halde bulunmaz, bileşikler oluşturur ve flor tuzları (florürler) şeklinde rastlanır.

Son günlerde, florürün asıl etkisinin sistemik alınmayla mine yapısını sürme öncesi değiştirerek değil, sürme sonrası, asıl olarak lokal etkisi ile çürük ilerleyişini durdurduğu düşünülmektedir (50).

Florürün post-eruptif topikal uygulamasında çürükten koruyuculuğunu üç özellik sağlar (104–106).

- Demineralizasyondan koruma.
- Plaktaki bakteriyel aktiviteyi inhibe etmesi.
- Remineralizasyonu arttırması.

Florür diş yapısına katılabilir ve asit ataklarında mineyi demineralizasyona karşı daha dirençli hale getirebilir. Hidroksil gruplarının daha küçük olan florür ile yer değiştirmesi, daha stabil apatit yapısı oluşmasına neden olur ve oluşan bu aside daha dirençli yapıya florapatit $[Ca_{10}(PO_4)_6F_2]$ denilir (107).

Florürün diş yapısını güçlendirme rolü dışında, karyojenik mikroorganizmaların glikozu tam metabolize etmesini engellemesi gibi, hücrel mekanizmalarını etkileyerek antibakteriyel etki gösterme özelliği de vardır (104).

Florürün pH düştüğünde mine demineralizasyonunu azaltmaktaki indirekt etkisi, pH yükseldiğinde doğal remineralizasyon etkisi ile tamamlanır (108). Tükürük, plak ve minede bulunan iyonik florür, kalsiyum ve fosfat iyonlarının alınmasını katalize ederek asit ataklarından etkilenmiş minenin remineralizasyonunu arttırır (109). Demineralize mine fırçalama ile temizlendiğinde, tükürük dişi remineralize edebilir (91). Ancak florür varlığında bu etki artar. Sonuç olarak; mine pH düşüşleri sırasında az miktarda kalsiyum (Ca) ve fosfat (P) kaybettiğinde ağızda florür varlığı mevcutsa bu durum kolaylıkla iyileşebilir (110).

Florür uygulamaları hasta tarafından uygulanan florür içeren diş macunları, diş ipi ve ağız gargaraları, hekim tarafından uygulanan florür vernikleri, jelleri ve solüsyonları şeklindedir.

2.4.4. Kazein fosfopeptid amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP)

Piyasaya sürülen güncel remineralizasyon ürünleri, çoğunlukla kalsiyum ve fosfat remineralizasyon bileşiklerinin kullanımına dayanmaktadır. Tükürüğün mineral kaybını remineralize edebilme kapasitesini arttırmayı hedefleyen bu ürünlerden, en yaygın olarak kullanılanı kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfattır (CPP-ACP).

Süt proteinlerinin %80'ini oluşturan kazein, yüksek oranda kalsiyum ve fosfatı sabit halde tutma özelliğine sahiptir (111). Kazein fosfo peptid(CPP), amorf kalsiyum fosfatı (ACP) stabilize ederek koloidal CPP-ACP kompleksi oluşturma yeteneğine sahiptir (112,113).

CPP-ACP kompleksinin çürük önleyici etkisi üç mekanizma ile açıklanabilir.

1-Dental plağın yapısına katılarak plağın kalsiyum ve fosfat seviyesini arttır ve demineralizasyonu azaltıp, remineralizasyonu arttırır (112,114–116).

2-Karyojenik bakterilerin diş yüzeyine tutunmasını azaltır (117).

3-Ekstraselüler serbest kalsiyumun bakteristatik ve/veya bakterisidal etkisi vardır (118).

2.4.5. Lazer ile demineralizasyonun önlenmesi

Lazerin çürükten korunmak için kullanımı 1972 yılına kadar dayanmaktadır (119). Lazer irradiasyonu ile 650°C -1100°C aralıktaki sıcaklıklarda kalsiyum-fosfat oranına bağlı olarak mine çözünürlüğünde artma meydana gelir. 1100°C’de yeni kristalin fazı olan tetra kalsiyum difosfat monoksit (alfa tri-kalsiyum fosfat ve beta-fazı) oluşur. Oluşan bu form demineralizasyon prosedürlerine daha dayanıklıdır (120). Lazer irradiasyonu mine yapısını, yüzeyde fiziksel füzyonu sağlayarak kuvvetlendirir ve eritme, tıkama ve rekristalizasyon ile mine çözünürlüğünü azaltır (121).

Lazer ışınları minenin mikrosertliğini arttırır ve asit ataklarına karşı daha dirençli kılar. Bu direncin oluşma mekanizması mine yüzeyinin eritilmesi, rekristalizasyon ve minenin organik matriksinin değiştirilmesi şeklinde açıklanmıştır (25,119).

Lazerler remineralizasyonda da kullanılabilir (121,122). Remineralizasyon lazer irradiasyonu ile spesifik bir dalga boyunda indüklenebilir.

Koruyucu diş hekimliğinde kullanılabilecek lazerler; argon lazer, karbondioksit (CO₂) lazer, neodymium yttrium, alüminyum, garnet (Nd:YAG) lazer ve erbiyum yttrium, alüminyum, garnet (Er:YAG) lazer olarak sıralanabilir (123,124).

2.4.6. Rezin infiltrasyon

Başlangıç seviyesindeki mine çürüklerinin adeziv sistemler veya fissür örtücü uygulanması ile porözitenin azaltılması ve bakteri ve asit ataklarına karşı difüzyon yollarının tıkanması fikri, pek çok araştırmada değerlendirilmiştir (13,125–127). Ancak, lezyon tabanında kalan bakterilerin lezyonun yayılmasına sebep olabileceği düşüncesi ile, daha iyi penetrasyon yeteneğine sahip bir tedavi arayışı sürmüştür (127).

Rezin infiltrasyon konsepti, ilk olarak Charité Berlin Üniversitesi ve Kiel Üniversitesi’nin ortak çalışması olarak geliştirilmiş ve piyasaya Icon® (*DMG America*

Company, Englewood, NJ ismi ile sürülmüştür (128). ICON ismi “infiltration concept” (infiltrasyon konsepti) kelimelerinin kısaltması olarak oluşturulmuştur. Rezin infiltrasyonu ile lezyon içinde 800 µm’ye kadar rezin penetrasyonu sağlanabilir (129). Böylece lezyondaki difüzyon yolları; asitler, bakteriler ve çözünmüş materyallere karşı tıkanmış olur (14,127,130). Beyaz nokta lezyonlarının estetik açıdan tedavisinde ise ICON, poröz bölgeleri minenin refraktif indeksine (RI 1.62) yakın bir rezin (RI 1.52) ile doldurarak sağlıklı mine görüntüsü sağlayacaktır (12,131).

Rezin İnfiltrasyonun Endikasyonları

- Kavitasyonsuz mine çürüklerinin mikro-invaziv tedavisi (D1 seviyesine kadar)
- Düz yüzeylerde bulunan hafif-orta dereceli kavitasyonsuz florotik lezyonların estetik tedavisi

Rezin İnfiltrasyonun Kontraendikasyonları

- Dentinin yüzeyel üçte birlik bölümünden daha derininde lokalize lezyonların tedavisinde (D2-D3)
- Rezin infiltrantın içeriğinde bulunan materyal ve/veya materyallere kontakt alerjisi bulunan kişiler

Rezin infiltrasyon Uygulama Aşamaları

Rezin infiltrant, düz yüzey ve ara yüz lezyonları olmak üzere iki farklı formda piyasaya sunulmuştur. Proksimal lezyonlarda uygulama öncesi seperasyon uygulanması ve yüzeye ulaşabilmek amacıyla özel uçların olması dışında, iki form da aynı ilkeye dayanmaktadır.

Kavitasyon göstermeyen lezyonlarda, rezinin penetrasyonuna izin vermek için mineralize yüzey tabakasının uzaklaştırılması gerekmektedir. Kit içinde bulunan hidroklorik asit jelin (%15) 2 dakika (dk) boyunca uygulanmasının yüzey tabakasını uzaklaştırmada ve gerekli penetrasyon derinliğini sağlamada etkili olduğu bulunmuştur (13,125,129,132–134).

Daha sonra yüzey %99'luk etanol ile dehidrate edilir (ICON Dry). Etanol wet bonding tekniğinin kullanılmasının sebebi, hidrofilik infiltrant olan TEGDMA'nın penetrasyon etkinliğini arttırmaktır (135).

Son aşama, rezinin üç dakikalık uygulaması sonrası ışık ile 40 s boyunca polimerizasyonudur. Bir dakikalık rezin uygulaması tekrar edilir ve tekrar ışık ile polimerize edilir. Polimerizasyon cihazının ışık yoğunluğu en az 800mW/cm² olmalıdır ve polimerizasyon cihazı mümkün olduğu kadar dişe yakın tutulmalıdır. İkinci rezin uygulaması, ilk uygulamada oluşabilecek büzölmeler sırasında oluşabilecek boşlukları doldurmak amacıyla tekrar yapılır ve yine ışıkla polimerize edilir. Daha sonra fazla rezin yüzeyden uzaklaştırılır ve yüzey polisajlanır. Polisajlama proksimal bölgede artık rezin materyalleri uzaklaştırarak plak retansiyonuna ve yeni çürük lezyonlarının gelişmesine engel olmak amacıyla yapılır (12,127,136). Ayrıca infiltrasyon uygulanmış bölgelerin polisajlanması yüzey pürüzlülüğünü azaltarak maskeleme etkisini artırır (127).

2.5. Diş Hekimliğinde Lazerler

LAZER kelimesi, İngilizce olarak "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" ifadesinin kısaltması olarak türetilmiştir. LAZER'in temeli ilk olarak Albert Einstein'ın 1916'da radyasyonun kuantum teorisini tanımlaması ile atılmıştır. Quantum enerjinin atom tarafından absorbe edilebilen en küçük birimidir. Uyarılmış emisyon teorisine göre önceden enerji yüklenmiş, yüksek seviyeli bir atom, ek quantum enerjisi ile, düşük seviyeye geçer. Buna neden olan foton, alt seviye ile enerji farkına eşit enerjili fotondur. Böylece elektron aynı fazda ve frekansta bir foton yayar ve eş zamanlı hareket eden iki foton da atomdan uzaklaşırken ışık güçlenir (137).

1960 yılında Theodore Maiman, lazer çalışma prensibini tanımlamış ve kromiyum oksit ile kaplı alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir bar kullanarak, ilk lazer ışınını laboratuvarında geliştirmiştir. Bu buluş sonrasında diş hekimliği araştırmacıları lazerin potansiyel etkilerini araştırmaya başlamışlardır (137). Farklı tiplerdeki lazerler diş hekimliğinde sert ve yumuşak dokularda, teşhis, koruma, restoratif, endodontik ve cerrahi gibi farklı amaçlarla kullanılabilir (124).

2.5.1. Işıık ve lazer ile ilgili genel bilgiler

Işıık, elektromanyetik enerjinin bir formudur ve hem partikül hem de dalga olarak davranarak sabit hızda ilerler. Işıığın temel birimine foton denilmektedir (138).

Yüksek seviyeli bir atom, foton zorlaması ile düşük seviyeye geçer. Buna neden olan foton, alt seviye ile enerji farkına eşit enerjili fotondur. Böylece elektron aynı dalga boyunda bir foton yayar ve iki foton da atomdan uzaklaşır. En önemlisi bu iki fotonun aynı, hatta hareketlerinin bile eş zamanlı olmasıdır. Böylece ışıık güçlenir.

Lazer tarafından üretilen ışıık, radyasyonun spesifik bir formudur ve günlük hayatta gördüğümüz sıradan ışııktan farklıdır. Lazerin sıradan ışııktan ilk farkı, monokromatik olmasıdır. Sıradan ışıık beyaz bir aydınlatma verir ve görünen spektrumdaki mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı renklerinin birleşmesi ile oluşur. Tek bir spesifik renk olan lazer ise uygulanan lazerin tipine göre görülebilen spektrum içinde veya dışında olabilir. İkinci fark, lazer ışıığı dalgasının koherens özellik göstermesidir. Koherens, cihaz içinde üretilen ışıık dalgalarının hep aynı fazda olduğunu gösterir (137).

2.5.2. Lazer cihazının yapısı

Lazer cihazının merkezinde bir optik kavite mevcuttur. Kavitenin iç kısmında kimyasal elementler, moleküller bulunur ve bu bölgeye aktif mediyum denilir. Lazerler genellikle aktif mediyum'da bulunan materyale göre isimlendirilir. Bu materyal şu tiplerde olabilir:

(1) Gaz (CO_2 , Argon gibi),

(2) Katı kristal [Erbiyum katkılı yttrium, Alüminyum, Garnet (Er:YAG); Erbiyum ve Kromiyum katkılı Yttrium Scandium Gallium Garnet (Er,Cr:YSGG) ve Neodymium Yttrium, Alüminyum, Garnet (Nd:YAG) lazer gibi]

(3) Katı fazlı yarı iletken (Diode lazer)

(4) Sıvı (bazı medikal lazer cihazlarında)

Aktif mediyumun etrafında bulunan, enerji sağlayan (flaş lambası veya elektrik makarası gibi) ve pompalama kaynağı da denilen bölümde salınan enerji mediyumda bulunan elektronlar eksite edilecektir. Elektronların stimüle salınımı ile lazer ışınımı oluşacaktır. Mediyumun iki ucunda stimüle reaksiyonu sürdürmek için tam yansıtıcı ve yarı yansıtıcı aynalar bulunur. Aynaların birbirine paralel duruşu lazer ışınının

kolimasyon özelliğini sağlar. Soğutma sistemi, odaklama lensleri ve kontrol ekipmanları ile mekanik komponentler tamamlanmaktadır (137).

Her lazer cihazının aktif mediyumunun özelliğine bağlı olarak spesifik bir dalga boyu vardır ve bu dalgalar biyolojik dokularla etkileşime girer.

2.5.3. Lazer ışınının doku ile etkileşimi

Lazer ışığı, hedef dokunun optik özelliklerine göre dört tip etkileşim içinde bulunabilir:

- 1.Lazer enerjisinin transmisyonu
- 2.Lazer ışığının yansıması
- 3.Lazer ışığının saçılması
- 4.Lazer enerjisinin absorpsiyonu

1. Transmisyon

Bu özellik de absorpsiyon gibi kullanılan lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır. Ancak absorpsiyonun tersine, lazer enerjisinin doku içinde transmisyonu dokuda herhangi bir etkiye neden olmaz (139).

2. Yansıma

Lazer ışınının dokuda bir etki bırakmaksızın yüzeyden yansımasıdır. Yansıyan ışının göz gibi istenmeyen bir organa ulaşması tehlikeli olabilir.

3. Saçılma

Lazer ışınlarının saçılma özelliği enerjinin azalmasına neden olur. Bu özellik lazerin tedavi edici özelliğini ortadan kaldırırken dokuda sıcaklık artışına neden olur. Ancak farklı yönlerde sapan ışıklar kompozit rezinin polimerizasyonu ve aftöz ülserlerin iyileşmesi gibi tedavilerde faydalı olabilmektedir (139).

4. Absorpsiyon

Hedef doku tarafından lazer enerjisinin absorpsiyonu tedavi için istenen etkidir. Absorbe edilen enerji miktarı, dokunun pigmentasyon ve su içeriği gibi doku karakteristiklerine ve lazer dalga boyuna bağlıdır.

Lazer enerjisinin absorpsiyonu, dokuda bazı değişiklikler oluşturur. Bunlardan biri, enerjinin ısıya dönüşmesidir. Fototermal lazer doku etkileşimleri şu şekildedir: (1)İnsizyon/Eksizyon (2)Ablasyon/Vaporization ve (3)Hemostaz/Koagölasyon

Enerjinin fotokimyasal etkileri ise kompozit polimerizasyonunda olduğu gibi kimyasal bağların kurulması veya kimyasal bağların yıkılması şeklinde olabilir.

Kullanılan dalga boyuna bağlı olarak, bazı lazerler dokuya diğerlerinden daha fazla penetre olabilmektedir. Örneğin Nd:YAG lazerler kemik ve sert doku uygulamaları için endikedir, doku içine 2-5 mm penetre olur. CO₂ lazerler ise 0.03-0.1 mm aralığında limitli penetrasyona sahip olması sebebi ile yumuşak doku uygulamalarında endikedir. Bu dalga boyları hasarlı kan, lenf damarlarını ve sinir sonlanmalarını tıkamada yeterli derinliği sağlar, iyi bir hemostaz ve minimal post operatif morbidite sağlar. Erbiyum lazerler gibi uzun dalga boyuna sahip lazerler su ve hidroksiapatite yüksek afinite göstermektedir. CO₂ lazerler 10.600 nm dalga boyundadır ve su tarafından iyi absorbe edilerek hedef doku yüzeyinden yalnızca birkaç mikron mesafeye penetre olur (139). 500-1000 nm aralığındaki daha kısa dalga boyları pigmente dokular ve kan hücreleri tarafından iyi penetre olurlar. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan lazerler, özellikleri ve kullanım alanları Tablo 2.3.'te belirtilmiştir.

Tablo 2.3. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan lazerler, özellikleri ve kullanım alanları

	Lazerin Adı	Dalga Boyu	Çalışma Modu	Diş Hekimliği Kullanım Alanı
Gaz	CO ₂	10600 nm	Devamlı	Yumuşak doku insizyonu ve ablastyonu Koagülasyon Koruyucu çürük tedavileri
	Argon	350-514 nm	Devamlı	Yumuşak doku uygulamaları Koruyucu çürük tedavileri Kompozit polimerizasyonu Beyazlatma
Katı Fazlı Yarı İletken	Diode	655-810-980 nm	Devamlı Pulsu	Çürük ve diş taşı teşhisi Yumuşak doku insizyonu ve ablastyonu Bakteriyel dekontaminasyon
Katı Kristal	Nd:YAG	1064 nm	Devamlı Pulsu	Yumuşak doku insizyonu Koagülasyon Biyostimülasyon Beyazlatma Dentin aşırı duyarlılık tedavisi Subgingival küretaj Bakteriyel dekontaminasyon
	Er:YAG	2940 nm	Pulsu	Yumuşak doku insizyonu ve ablastyonu Subgingival küretaj
	Er,Cr:YSGG	2780 nm	Pulsu	Sert doku preparasyonu Mine/dentin pürüzlendirilmesi Bakteriyel dekontaminasyon

2.5.4. Lazerlerin restoratif diş tedavisindeki kullanımları

Restoratif diş tedavisinde lazerlerin, çürükten korunma, kavite preparasyonu ve çürük dokunun uzaklaştırılması, dentin aşırı hassasiyeti tedavisi, antimikrobiyal etki sağlama, mine ve dentinin adeziv sistemler kullanılmadan önce pürüzlendirilmesi gibi pek çok endikasyonu vardır (140,141). Ayrıca restoratif tedaviler sırasında dişetinin sağlıklı olması çok önemlidir. Lazerin antiinflamatuvar ve biyomodülatör etkisi ile gingivanın sağlıklı olması sağlanabilir (142).

Lazerlerin Kavite Preparasyonu ve Çürük Uzaklaştırmada Kullanımı

Lazer uygulamaları dental dokuları su buharlaşmasına neden olarak selektif olarak uzaklaştırır. Artmış buharlaşma basıncı, sert dokunun eksfoliasyonuna ve sert dokunun mikro patlamalarına neden olur (143). Lazer irradiasyonu diş dokularında demineralizasyona yol açmadan mikroskobik boşluklar oluşturur ve smear tabakası oluşturmada açık dentin tübülleri sağlar (144).

Erbium grubu lazerlerin iki farklı dalga boyunda üyesi vardır: Er,Cr: YSGG (2780 nm) lazerde aktif mediyum olarak erbiyum katkılı yttrium scandium gallium garnet katı kristalini içermektedir. Er:YAG (2940 nm) lazer ise aktif mediyum olarak erbiyum katkılı yttrium alüminum garnet katı kristalini içermektedir. Her iki lazer de temiz, keskin marjinler oluşturabilmeleri sebebiyle hem sert dokuda kavite preparasyonu ve çürük uzaklaştırılması sırasında, hem de yumuşak dokuda kullanılabilir (145).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler diş çürüklerinin selektif olarak uzaklaştırılmasını sağlar (146). Çürük uzaklaştırma sırasında Erbiyum grubu lazer kullanıldığında lazerin analjezik etkisi sebebiyle, hastaların büyük bölümünde anestezi gerekmemektedir (147,148). Ayrıca lazerin antimikrobiyal etkisinden de faydalanılır (149). Bu lazerler, konvansiyonel dönen aletlere kıyasla daha az vibrasyon oluşturmaları sebebiyle hastalar için daha konforlu olabilir (150).

Er: YAG (2940 nm) ve Er,Cr: YSGG lazerleri (2780 nm) su moleküllerinde ve hidroksiapatitte bulunan hidroksil iyonlarına yüksek afinite göstermektedir. Böylece diş sert dokuları tarafından efektif olarak absorbe edilir (151,152). Lazer ile kavite preparasyonunun yüksek düzeyde vibrasyon ve gürültü olmadan ve hassasiyeti azaltarak kesim yapabilmesi dışında antimikrobiyal özelliği de vardır (148,149,153).

Lazer cihazları kullanımında termal hasara bağlı olarak pulpitis oluşabileceği düşünülebilir. Ancak uygun dalga boyu kullanılarak, diş dokusunda pulslu radyasyonun selektif absorpsiyonu ile selektif etki sağlanabilir. Ayrıca lazer ile diş preparasyonu sırasında sıcaklık artışını azaltmak amacıyla su soğutması önerilmektedir (154).

Er:YAG and Er,Cr:YSGG lazerlerin kavite preparasyonu için kullanımı Food and Drug Administration (FDA) tarafından sırasıyla 1997 ve 1998 yıllarında kabul edilmiştir (155).

Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer ışığının mine yüzeyinde uygulanması, asitle pürüzlendirmeye benzer görünüme neden olmaktadır (156). Lazer ile mine pürüzlendirmesi sonrası yapılan kompozit restorasyonların okluzal stres varlığında bile iyi sonuçlar verdiği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (155,157). Lazer ile pürüzlendirilen mine, tebeşirimsi bir görünüme sahip olacaktır. Lazer pürüzlendirmesi, su içeriğinin patlamalar şeklinde buharlaşmasını sağlayarak düzensiz alanlar oluşturur ve böylece mine- kompozit rezin arasındaki mekanik retansiyonu sağlayabilir (158–160).

Dentinin lazer ile pürüzlendirilmesi, literatürde çelişkili sonuçlar göstermektedir. Dentinin erbiyum lazer ile pürüzlendirilmesinde artmış yüzey pürüzlülüğü ve açık dentin tübülleri görülür, ancak demineralizasyon veya rezin monomerlerin penetre olabileceği kollajen fibril ekspozu görülmez (161,162).

Dentin Aşırı Hassasiyet Tedavisi

Erbium, CO₂, Nd:YAG ve cerrahi diode lazerler dentin aşırı hassasiyetini tedavi etmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Çalışmalar sıklıkla, hassasiyet tedavisindeki etki mekanizmasının dentin tübüllerinin tıkanmasına bağlı olduğunu göstermektedir. Düşük seviyeli lazer terapisi (low level laser treatment) (LLLT) odontoblastik tabakayı etkileyerek sekonder dentin oluşumunu stimüle eder ve inflamasyonu azaltır (137).

Diş Beyazlatma

Lazerdeki ışık enerjisi, reaktif hidrojen peroksidi (H₂O₂) harekete geçirirken peroksit dekompoze olur. Peroksidil iyonları H₂O₂'nin yıkımı sırasında ortaya çıkan en güçlü serbest radikaldir. Lazer kullanımı, ekspoz zamanını arttırmadan peroksidil iyonunun konsantrasyonunu artırır (137). Lazerin emisyon spektrumu, beyazlatma materyalinin absorpsiyon spektrumu ile uyumlu olduğu sürece başarılı beyazlatma gerçekleşecektir (163).

2.6. Restoratif Diş Hekimliğinde Pürüzlendirme

1955 yılında 32. International Association for Dental Research kongresinde Buonocore 85% fosforik asit solüsyonu mineye uygulandığında akrilik rezinin bağlanmasını sağladığını göstermiştir (17). 10 yıl sonrasında adezyon mekanizması tanımlanmış ve bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) bazlı adeziv sistemler ve kompozit rezinler geliştirilmiştir (164).

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, adezivin infiltrasyonu için mikroskobik düzeyde alanlar oluşturur (165). Adezyonun güçlü olabilmesi için yüzeyin temiz olması ve buna bağlı olarak adeziv ve bağlanılacak yüzey arasındaki mesafenin en aza inmesi ve adherentin adezivden daha yüksek yüzey enerjisine sahip olması gerekmektedir (28,166). Asit pürüzlendirmesi mine yüzeyinden ortalama 10 µm tabaka kaldırır ve mine prizmalarının gövdelerinden 10-20 µm derinliğe kadar açılması ile morfolojik olarak poröz bir tabaka oluşturur (167). Böylece yüzeyin serbest enerjisi iki katına çıkar (72 dyne/cm) ve sonuç olarak düşük viskoziteli rezin yüzeyde asit tarafından oluşturulmuş mikroporöziteleri kapiller etki ile doldurur (168). Böylece rezin taglar doku ile mikromekanik bağlantı sağlamış olur (164,165,169).

Çürük kavitelerinin restorasyonu, diastema kapatma, dişlerin yeniden şekillendirilmesi, kırık dişlerin restorasyonu, fissür sealant, ortodontik apareylerin yapıştırılması gibi pek çok prosedürde mine adezyonu çok önemlidir. Birçok araştırmacı, farklı tipte asitleri, farklı konsantrasyonlarda ve farklı uygulama süreleri ile deneyerek mineye dayanıklı ve uzun süreli bağlanma için yeni yöntemler geliştirmeye odaklanmıştır (167,170). Sitrik asit, hidroflorik asit, hidroklorik asit ve fosforik asit bu amaçla çalışmalarda kullanılmıştır. Ancak günümüzde yaygın olarak kullanılan %30-40 konsantrasyonda fosforik asitin, mine pürüzlendirilmesinde en etkili asit olduğu ortaya konulmuştur (28,171).

SEM [Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)] tekniğini kullanarak pürüzlendirilmiş mine pek çok araştırmacı tarafından incelenmiş ve pürüzlendirme tipleri sınıflandırılmıştır (172–174). Silverstone'un temel pürüzlendirme paterni tipleri hala yaygın olarak kullanılmaktadır (174).

Tip 1 patern: Sadece prizmanın merkezinde çözünme meydana gelmiştir. (bal peteği)

Tip 2 patern: Prizmanın periferinde meydana gelmiştir. (kaldırım taşı)

Tip 3 patern: Daha az belirgin bir yapıdır. Mikromorfolojik olarak Tip 1 ve Tip 2'nin kombinasyonu gibidir.

Rezin penetrasyon derinliği ve rezin mine bağlanma dayanımı arasında zayıf bir ilişki vardır (175,176). Mine kristallerinin ekspozu, oluşan pürüzlendirme paterninden daha önemli olacaktır (177,178). Rezin mine bağlanma dayanımı rezinin infiltre olduğu mine yüzeyinin kümülatif kesit alanına bağlı olacaktır (178,179).

Genç hastalarda minenin aprizmatik tabakası ortalama 30 mikrometre (μm)'dir (27). Ancak bu tabaka zaman içinde azalır. Ayrıca zaman içinde ağız içinde bulundukça dişin yüzeydeki sert doku da daha mineralize hale dönüşür (180). Bu gibi değişimler minenin pürüzlendirilmesi sonrası oluşan yapıda etkili olacaktır.

Çoğu çalışma, eski kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünün artırılmasının tamir dayanımında etkili olduğunu ortaya koymaktadır (181,182). Yüzey pürüzlülüğünün artması ile mekanik kilitlenme sağlanmaktadır (183). Bu işlem, reaksiyona girmemiş metakrilat gruplarını arttırmaktadır (184). Sonuçta, eski kompozit rezinin yüzeyel tabakası uzaklaştırılarak yüksek enerjiye sahip temiz bir bağlantı yüzeyi elde edilmekte ve doldurucu partikülleri açığa çıkarılmaktadır (183).

Elmas frez, kumlama ve air abrazyon kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemi ile kompozit rezin yüzeyi hazırlanmış olur (185). Eğer yüzey elmas frez ile hazırlandıysa, sonrasında fosforik asit ile pürüzlendirilip, ardından özellikle kompozit rezin tamirinde kullanılan adeziv sistemler kullanılabilir (186,187).

İlk olarak 1809 yılında hazırlanan ve flor elementinin inorganik asidi olan hidroflorik asit, cama olan etkisi ile bilinmektedir. Diş hekimliğinde de hidroflorik asit porselen pürüzlendirmesinde rezin kompozit ile mikromekanik retansiyon sağladığından altın standart olarak tanımlanmaktadır (188,189). Hidroflorik asitin kompozit-kompozit tamiri prosedürlerinde başarılı sonuçlar verebileceğini belirten araştırmalar da mevcuttur (21,22).

2.7. Deneysel Çürük Lezyonları Oluşturma

In-vivo çürük çalışmaları yapmanın doğuracağı etik problemler, ağız ortamının karmaşıklığı ve standardizasyonunun zorluğu sebebiyle deneysel çürük modelleri geliştirilmiştir. İlk kez 1878'de Magitot, çekilmiş dişleri şeker solüsyonlarında 2 yıl bekleterek deneysel çürük lezyonları oluşturmuştur. (190)

Bakteriyel metod ve kimyasal metod olmak üzere iki temel yöntem ile yapay çürük lezyonları oluşturulabilir.

2.7.1. Bakteriyel metod

Özel bakteri kültürleri ve besi yerleri oluşturarak demineralizasyon sağlanır. Bakteriyel yöntem, enzim aktivitelerinin önemli olduğu dentin çürüklerini taklit etmekte başarılıdır. Ancak, bakteriyel metodu uygulamak zordur, demineralizasyon uzun sürede gerçekleşir ve insan sağlığı açısından risklidir. Ayrıca yalnızca bakteriyel metod kullanıldığında mine yüzeyinin erozyona uğradığı ve dentinde aşırı yumuşama meydana geldiği görülmüştür (191,192).

2.7.2. Kimyasal metod

Bakteriyel metabolizma ürünlerinin ağız içinde yarattığı kimyasal değişiklikler simüle edilerek çürük lezyonu oluşturulur. pH'sı ayarlanmış bir deneysel çürük solüsyonuna dişler daldırılarak, dişler demineralize edilerek doğal lezyonlara benzer sertlik ve morfoloji elde edilebilir (192). Kimyasal metod, pH siklusu modeli ve basit demineralizasyon modeli olarak ikiye ayrılabilir.

pH-siklusu modeli, ilk olarak 1982'de Cate ve Duijsters tarafından dinamik mineral kaybını simüle etmek amacıyla kullanılmıştır (193). Bu modelde ağız ortamındaki doğal pH'ın, şeker metabolizmasına bağlı asit atakları ile bozulması durumu taklit edilmektedir. pH siklusu modeli sıklıkla deneysel dentin çürüğü oluşturmak amacıyla kullanılır (194). Bu modelde remineralizasyon solüsyonu nötral pH'tayken, demineralizasyon solüsyonu pH 4.4-5.5 aralığında olabilir (195).

2.7.2.a. Basit demineralizasyon modeli

Bu methoda remineralizasyon solüsyonu kullanılmadan örnekler, organik asit ve asit tampon bileşikler içeren demineralizasyon solüsyonu içinde bekletilir. Laktik asit ve asetik asit gibi organik asitler kullanılarak doğal lezyonlara en yakın demineralizasyon oluşturmak amaçlanmaktadır. Bu metodun uygulandığı farklı çalışmalarda, pH 4.4-5.0 aralığında solüsyonlar tercih edilmiştir (196).

Yapay mine başlangıç çürüğü oluşturmak için kullanılan en yaygın yöntem, basit demineralizasyon yöntemidir. Aside dirençli cilalar yardımıyla

demineralizasyonun meydana geleceği pencereler oluşturulur ve örnekler solüsyonlarda belirli bir süre daldırılmış olarak bekletilir (197,198).

Yapay çürük lezyonu oluşturmak amacıyla kullanılabilecek ve maruz bırakılma süreleri açısından farklılık gösterebilen, farklı konsantrasyonlarda kimyasallar içeren ve farklı pH'a sahip solüsyonlar araştırmacılar tarafından kullanılmıştır ve bu lezyonlar tarama elektron mikroskobu, mikroradyografi gibi yöntemlerle incelenerek doğal lezyonlara benzerlikleri kıyaslanmıştır (10,199,200).

Aynı pH ve konsantrasyona sahip asetat tamponlayıcıların, laktat tamponlayıcılara göre daha hızlı bir şekilde derin bir lezyon oluşturduğu çalışmalarla saptanmıştır (48,201). Asidik tamponlayıcı sistemlerine kalsiyum, fosfat veya flor eklenmesi çözeltiyi doymun hale getirerek doğal çürük lezyonlarına benzer bir lezyon oluşumu ile sonuçlanmaktadır (202).

Yapılan araştırmalarda, diş yüzeyinin polisaj yapılarak abraze edilmesinin hem örnekleri standardize edebilmek için, hem de demineralizasyonu arttırmak için önemli olduğu bulunmuştur (203).

Lezyonlar genellikle insan veya sığır dişlerinde oluşturulmaktadır. Sığır dişlerinin, in-vitro araştırmalarda insan dişlerine alternatif olarak kullanımı yaygındır. Bu yaygın kullanımın sebebi büyük miktarlarda kolay bir şekilde elde etmenin mümkün olması, insan dişlerine göre daha üniform bir yapıda olması ve insan mine dokusunun mikro-yapısına benzer bir yapıda olmasıdır. Sığır dişlerinde oldukça düz, geniş bir yüzeyin olması ve çürük lezyonu veya başka defektlerin görülmemesi gibi özellikler bu dişlerin deneysel araştırmalarda kullanım avantajları arasında yer almaktadır (204,205).

Çekilmiş insan diş minesi ile yapılan araştırmalarda demineralizasyon solüsyonunda florür, fosfat veya tükürük proteinleri benzeri bileşiklerin bulunması gerekli görülmemektedir. Ancak sığır minesi veya aşındırılmış insan minesi kullanıldığında, solüsyonda bu katkılar olmadığı zaman diş, erozyona uğramakta veya demineralize olmaktan çok çözünmektedir (193,199). Çürük benzeri lezyon olarak düzgün yüzeyaltı lezyonu ve yüzey tabakası olan lezyonlar kastedilmektedir (206).

Yapılan çalışmaların çoğunda aside dayanıklı tırnak cilası yardımıyla diş yüzeyinde demineralizasyon pencereleri oluşturulmaktadır (10,125). Belli bir sıcaklıkta, belli bir süre demineralizasyon solüsyonuna daldırılan örneklerin mine

dokusunda, sağlam yüzey tabakası bulunan bir başlangıç çürük lezyonun görülmesi beklenmektedir. Tırnak cilasının kaldırılması ile demineralizasyona uğrayan mine ve sağlam mine arasındaki fark belirlenebilir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA17/03), Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'na desteklenmiştir.

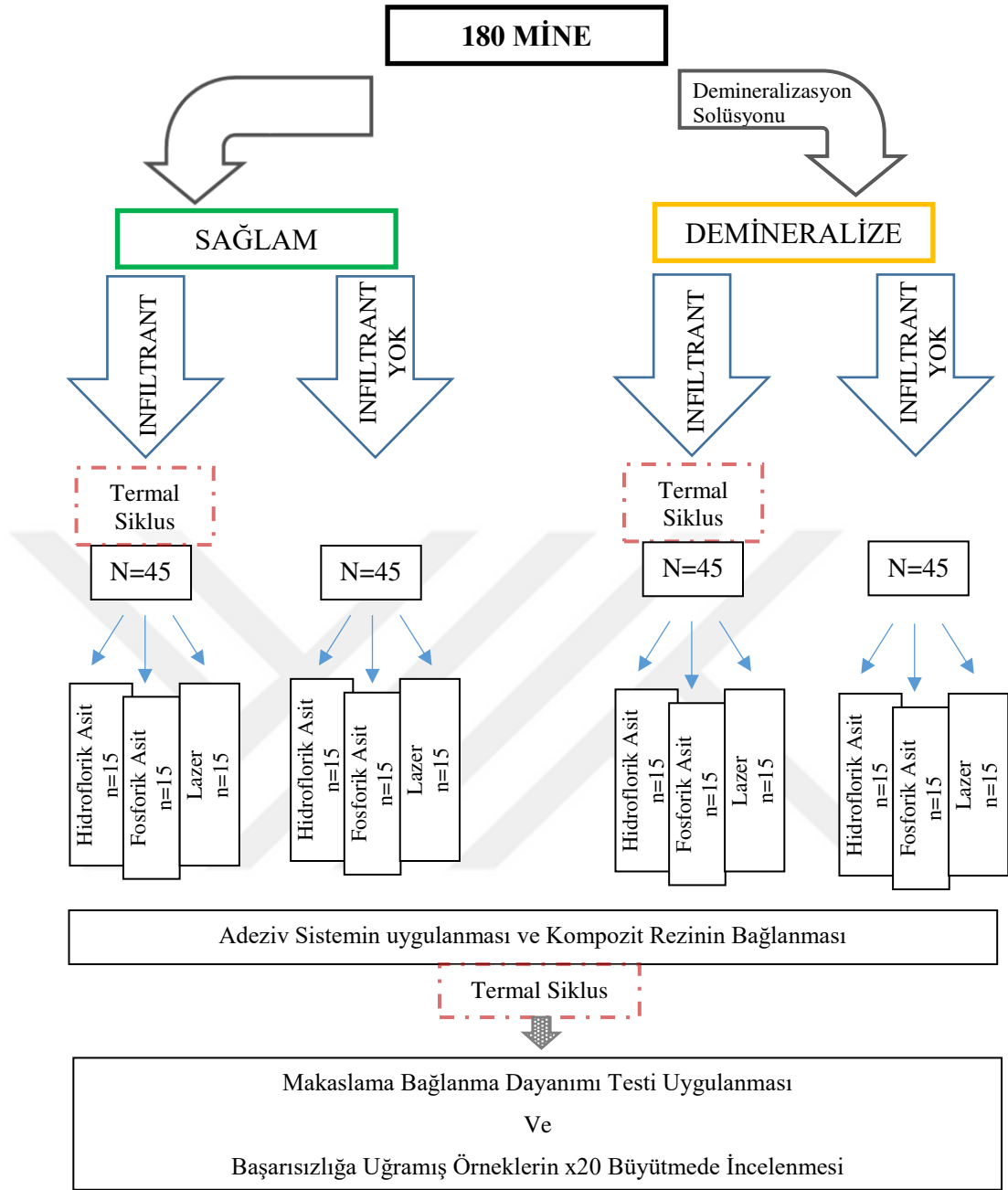
Bu çalışmada 180 adet anonimize, çekilmiş, daimi üst santral insan dişi kullanılmıştır. Deney grupları aşağıdaki kriterlere göre belirlenmiştir:

1. Demineralize mine (D) /Sağlam mine (S)
2. Infiltrant (ICON) uygulanması (I) / Infiltrant uygulaması yapılmaması (IY)
- 3.Farklı pürüzlendirme yöntemleri (Fosforik asit (FA), Hidroflorik asit (HFA),

Lazer (L)

Araştırmada izlenen prosedürler Şekil 3.1'de özetlenmiştir.

Araştırmada oluşturulan gruplar, Tablo 3.1'de özetlenmiştir.



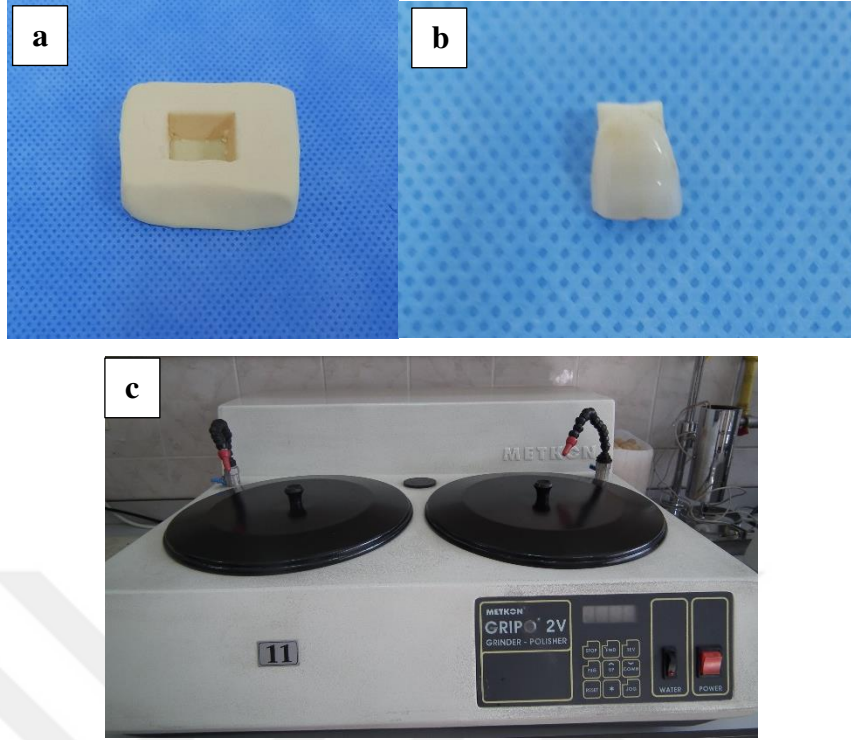
Şekil 3.1. Araştırmada İzlenen Prosedürler

Tablo 3.1. Araştırmada Oluşturulan Gruplar

MİNE YÜZEYİ (N=180)											
A. SAĞLAM (S)			A. SAĞLAM (S)			B. DEMİNERALİZE (D)			B. DEMİNERALİZE (D)		
INFILTRANT (I)			INFILTRANT YOK (IY)			INFILTRANT (I)			INFILTRANT YOK (IY)		
(GRUP 1) n=15 HFA	(GRUP 2) n=15 FA	(GRUP 3) n=15 L	(GRUP 4) n=15 HFA	(GRUP 5) n=15 FA	(GRUP 6) n=15 L	(GRUP 7) n=15 HFA	(GRUP 8) n=15 FA	(GRUP 9) n=15 L	(GRUP 10) n=15 HFA	(GRUP 11) n=15 FA	(GRUP 12) n=15 L

3.1. Dişlerin Seçilmesi ve Örneklerin Hazırlanması

Bu in-vitro çalışmada, periodontal sebeplerle çekilmiş daimi üst santral insan dişi kullanılmıştır. Çürük, restorasyon, çatlak, defekt olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. 180 adet çekilmiş üst santral dişin kronu su soğutması altında elmas frez ile kökünden ayrılmıştır. (Şekil 3.2) 15 mm x 15 mm x 10 mm boyutlarında silikon ölçü materyalinden (Optosil putty ve Universal Plus Aktivatör, Heraeus Kulzer, Almanya) hazırlanan kalıplar içerisine, toz ve likitin karıştırılması ile elde edilen soğuk akrilik karışım (Meliodent, Heraeus Kulzer, Almanya) boşaltılmıştır. Hazırlanan örnekler, bu polimerize olmamış akrilik yapı içerisine labial yüzeyin polisajlanmasına imkan vererek labial yüzey dışarda kalacak şekilde yerleştirilmiştir. (Şekil 3.2.) Bu yerleştirme sırasında dişin insizalinden geçen uzun aksının yere paralel olmasına özen gösterilmiştir. Akrilik karışımın polimerizasyonu sonrası örnekler sırasıyla 800, 1200, 2400 gritlik su geçirmez silikon karbit (SiC) kağıtlar ile mine dokusunun en dış tabakasındaki düzensiz kısmı uzaklaştırmak ve düzgün bir yüzey elde etmek amacıyla zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) kullanılarak su soğutması altında zımparalanmıştır. (Şekil 3.2.) (Şekil 3.3.)



Şekil 3.2. a: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan silikon kalıplar b: Üst santral diş kronu c: Zımparalama ve parlatma cihazı



Şekil 3.3. Düzgün ve parlak mine yüzeyi elde edilmiş örnek

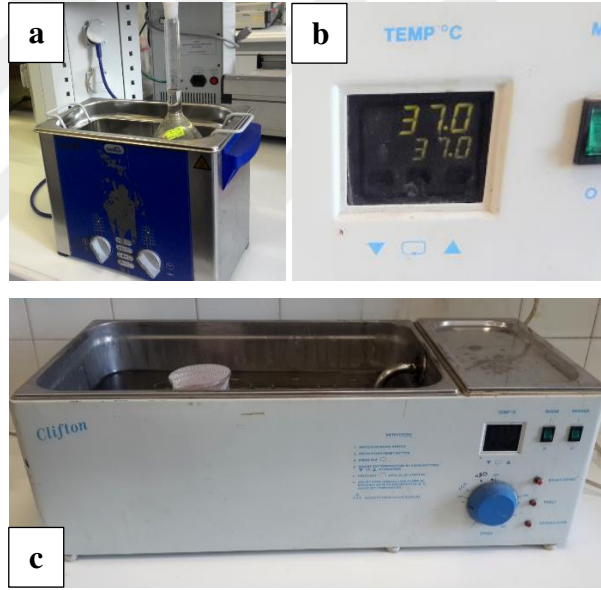
Daha sonra örnekler 2 gruba ayrılmıştır. Demineralizasyon uygulanacak grupta, minede başlangıç çürüğü oluşumunun görsel muayene ile değerlendirilebilmesi için bir pencere bırakılarak, kalan bölge aside dirençli tırnak cilası ile örtülmüştür. Böylece cila ile örtülen bu bölgenin demineralize olması önlenmiştir. Pencere dişlerin insizal üçlü bölgesinde konumlandırılmıştır.

3.2. Yapay Çürük Lezyonlarının Oluşturulması

Minede yapay çürük lezyonları oluşturmak için demineralizasyon uygulanacak gruplara ait örnekler 15 gün boyunca demineralizasyon solüsyonunda (Tablo 3.2.) bir etüv içinde (pH 4,8, 37°C) bekletilmiştir. Solüsyonun günlük pH ölçümleri yapılarak, pH değeri 4.8’de sabit tutulmuştur (207) (Şekil 3.4.).

Tablo 3.2. Deneyde kullanılan demineralizasyon solüsyonunun içeriği

İçerik	Konsantrasyon
CaCl ₂	1.5mM
KH ₂ PO ₄	0.9mM
CH ₃ COOH	50mM
NaN ₃	50mM
NaF	0.1 ppm



Şekil 3.4. a: Hazırlanan demineralizasyon solüsyonunun aktive edilmesi b: Etüv sıcaklığının ayarlanması c: Örneklerin etüv içinde bekletilmesi

15 gün sonunda rastgele bir örnek seçilerek tırnak cilası aseton yardımı ile uzaklaştırılmıştır. Örnek hava ile kurutulduktan sonra görsel muayene ile beyaz opak görüntü tespit edilmiştir.

3.3. Örneklere Resin İnfiltrasyon Tedavisi Uygulanması

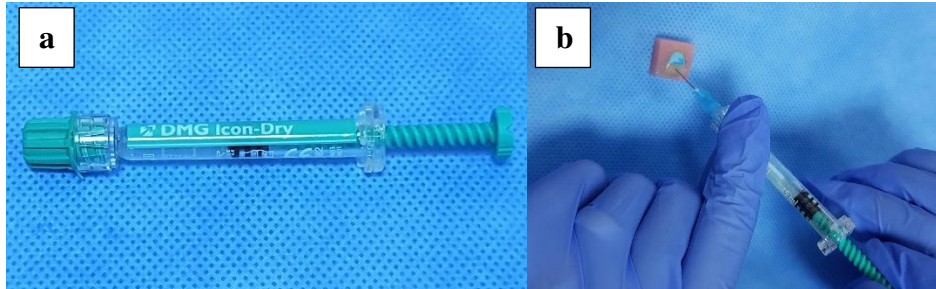
Bu çalışmada, demineralizasyon solüsyonunda bekletilmiş gruplara ait 45 dişe ve demineralize edilmemiş gruplara ait 45 dişe resin infiltrant uygulanmıştır. Resin infiltrant (ICON, DMG, Hamburg, Almanya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanmıştır:

Icon-etch (ICON Etch, DMG, Hamburg, Almanya) şırıngasına vestibuler uç vidalanmıştır. Şırınga mili 1.5- 2 tur döndürülerek vestibuler uca doğru akan %15'lik HCl asit jel lezyon alanına uygulanarak, 2 dk beklenmiştir. Ardından, asidin uzaklaştırılması için diş yüzeyleri 30 sn boyunca su ile yıkanarak, su ve yağ içermeyen hava spreyi ile kurutulmuştur (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. a: ICON-etch b: ICON-etch'in uygulaması

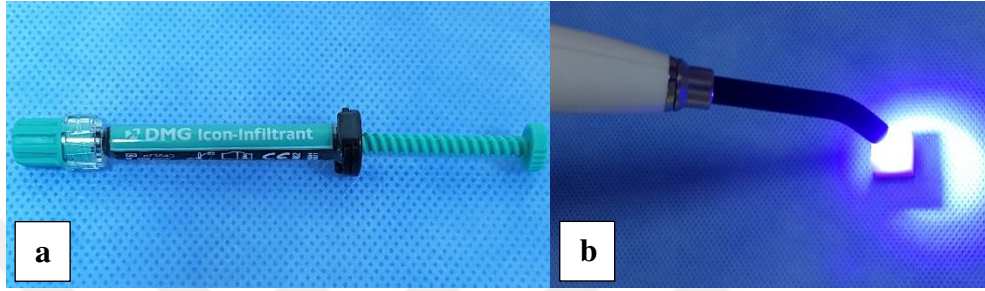
Icon-dry (ICON Dry, DMG, Hamburg, Almanya) şırıngasına uygulama kanulu vidalanmıştır. Lezyon alanına şırıngadaki %99'luk etanolün uygulanarak 30 sn boyunca beklenmiştir. Mine yüzeyi, su ve yağ içermeyen havayla kurutulmuştur. (Şekil 3.6)



Şekil 3.6. a: ICON-Dry b: ICON-Dry uygulaması

ICON İnfiltrant (ICON İnfiltrant, DMG, Hamburg, Almanya) şırıngasına vestibuler uç vidalanmıştır. Şırınga mili 1.5 -2 tur döndürülerek, lezyon alanına resin

infiltrantın uygulanması sağlanmıştır. Mine yüzeylerine dairesel sürtme hareketi ile 3 dk boyunca uygulanan rezinin penetre olması sağlanmıştır. Rezinin fazlası hafif hava ile uzaklaştırıldıktan sonra, rezin infiltrant ışık yayan diyot (LED) ışık cihazı (Woodpecker, Tip B, Curing Light, Çin) ile 1000 mW/cm^2 çıkış gücünde 40 sn süre ile polimerize edilmiştir. İkinci tabaka rezin infiltrant, 1 dk boyunca uygulandıktan sonra, 40 sn polimerize edilmiştir (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. a: ICON-Infiltrant b: Infiltrant uygulaması sonrası ışık ile polimerizasyon

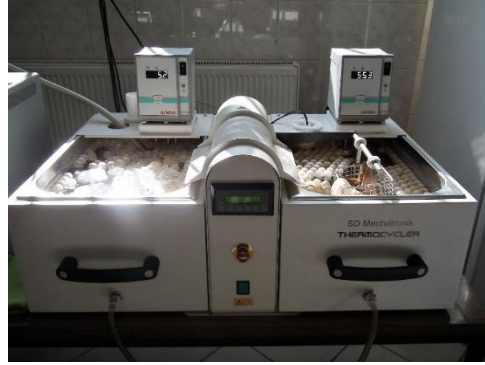
Mine örneklerinin uygulama yüzeylerine düşük devirde çalışan mikromotor yardımıyla, su soğutması altında, kalın grenliden ince grenliye (turuncudan sarıya) doğru cilalama diskleri (Sof-Lex, 3M ESPE, A.B.D.) ile parlatma işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.8.)



Şekil 3.8. Polisaj diskleri

3.4. Rezin infiltrayon Uygulanmış Örneklerin Yaşlandırma Protokolü

Rezin infiltrant uygulanmış örnekler, pürüzlendirme ve kompozit bağlama prosedürleri öncesinde 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir. Sonrasında, 5°C ile 55°C 'de (batırılma süresi=25 sn, transfer süresi=10 sn) termal siklus cihazının su havuzlarında (SD Mechatronik Termocycler THE-1100, Almanya) 5000 döngüye tabi tutularak yaşlandırılmıştır. (Şekil 3.9.)



Şekil 3.9. Termal siklus cihazı

3.5.Yüzey Pürüzlendirme Prosedürlerinin Uygulanması Ve Kompozit Rezinlerin Bağlanması

3.5.1. Yüzey pürüzlendirme prosedürlerinin uygulanması

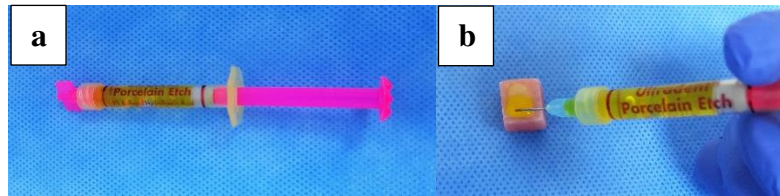
Sağlam/demineralize ve rezin infiltrasyon uygulaması yapılmış/uygulama yapılmamış grupların örnekleri kendi içinde gelişigüzel üç alt gruba ayrılmıştır.

Pürüzlendirme grupları şu şekildedir:

- 1- Hidroflorik Asit (HFA)
- 2- Fosforik Asit (FA)
- 3- Lazer (L)

Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirilen Grup

1 dk boyunca %9 hidroflorikasit (HF) içeren Ultradent Porcelain Etch jel (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD) uygulanmış ve hava su spreyi ile yıkanarak hafifçe hava ile kurutulmuştur (22). (Şekil 3.10.)



Şekil 3.10. a: Hidroflorik asit b: Hidroflorik asit uygulaması

Fosforik Asit ile Pürüzlendirilen Grup

Örnek yüzeyleri, %35'lik fosforik asit içeren Ultra-Etch (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, ABD) ile 30 sn boyunca pürüzlendirilmiştir. Asit, su ile yıkanarak örnek yüzeyinden uzaklaştırılmış ve yüzey hafifçe hava ile kurutulmuştur. (Şekil 3.11)



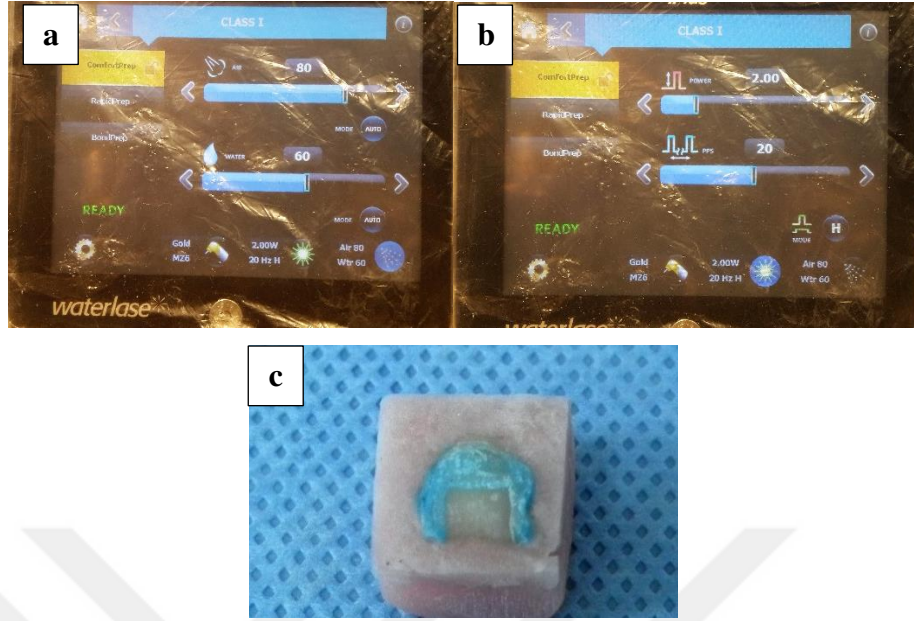
Şekil 3.11. a: Fosforik asit b: Fosforik asit uygulaması

Lazer ile Pürüzlendirilen Grup

Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc., San Clemente, CA, USA) dalga boyunda 2780 nm, 140 µs pulsta, ve 20 Hz tekrarlama 80% hava ve 60% su çıkışı ile minenin aşırı ısınması önlenerek ortalama 3mmx3 mm'lik alanlara uygulanmıştır. Lazer enerjisi 80 J/cm olarak ayarlanmış, üretici firma tarafından pürüzlendirme için önerilen safir uç MC6 (600 µm çap ve and 6 mm uzunluk) ile 2 W çıkış gücünde 10 s boyunca süpürme hareketi ile uygulanmıştır (208). (Şekil 3.12.) (Şekil 3.13).



Şekil 3.12. Lazer cihazı



Şekil 3.13. a ve b: Lazer parametrelerinin seçilmesi c: Lazer ile pürüzlendirilmiş örnek

3.5.2. Kompozit rezinlerin bağlanması ve termal siklus

Her bir örneğin pürüzlendirilmesinden hemen sonra restorasyonun yerleştirilmesi aşamasına geçilmiştir. Adper™ Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) etch&rinse adeziv sistemi talimatlara uygun şekilde bond fırçası ile örnek yüzeylerine 2 tabaka halinde 15 sn boyunca uygulanmıştır. (Şekil 3.14) Hava ile hafifçe inceltilmiştir. LED ışık cihazı ile 10 sn boyunca ışıkla polimerize edilmiştir.



Şekil 3.14. Etch&rinse adeziv sistem

İki mm çapındaki aspirasyon katateri ikişer mm yüksekliğinde kesilerek plastik kalıplar oluşturulmuştur. Daha sonra Filtek Z250 kompozit rezin (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) tek tabaka halinde plastik kalıplar kullanılarak diş yüzeyine yerleştirilmiş ve 40 sn boyunca LED ışık cihazı ile polimerize edilmiştir. (Şekil 3.15.)



Şekil 3.15. a: Plastik kalıplar b: Kompozit rezin

Plastik kalıpların uzaklaştırılmasından sonra, her örnek grubu ayrı olacak şekilde 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir. Sonrasında, bütün örnekler 5⁰C ile 55⁰C’de termal siklus cihazında (batırılma süresi=25 sn, transfer süresi=10 sn) 5000 döngüye tabi tutularak yeniden yaşlandırılmıştır. (Şekil 3.9.)

Tablo 3.3. Kullanılan materyaller, üretici firmaları ve kompozisyonları

	Materyal	Firma (Menşei)	Seri No	Kompozisyon
Fosforik Asit	Ultra-Etch	Ultradent Products, Inc., (South Jordan, UT, ABD)	BDZPW	%35 Fosforik asit
Hidroflorik Asit	Porcelain Etch	Ultradent Products, Inc., (South Jordan, UT, ABD)	1-800-552-5512	%9 hidroflorik asit
Adeziv Sistem	Adper™ Single Bond 2 (pH= 4.3)	3M ESPE (St.Paul, MN,ABD)	N811881	Bis-GMA, HEMA, Dimetakrilat, Etanol, Su, Foto başlatıcı, Poliakrilik asidin metakrilat fonksiyonel kopolimeri, Ağırlıkça %10'luk 5nm boyutunda silika doldurucu
Rezin İnfiltrant	ICON	DMG (Hamburg, Almanya)	758432	<u>ICON Etch:</u> Hidroklorik asit, pirojenik silikik asit, yüzey aktif maddeler
				<u>ICON-Dry:</u> %99 etanol
				<u>ICON-Infiltrant:</u> TEGDMA bazlı rezin matriks, başlatıcılar
Kompozit Resin	Filtek Z250	3M ESPE (St.Paul, MN,ABD)	N729198	<u>Organik Matris Kompozisyonu :</u> Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA,TEGDMA <u>İnorganik Doldurucu Partikülleri:</u> Hacimce %60.0 Zirkonya ve Silika partikülleri (0.01-3.5µm) boyutunda

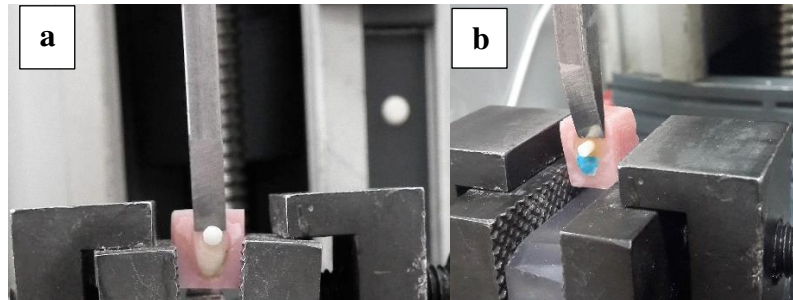
3.6. Örneklerin Makaslama Bağlanma Dayanım Değerlerinin Universal Test Cihazında Ölçülmesi

Yaşlandırılan tüm örnekler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan Lloyd Lrx (Lloyd Instruments, A.B.D.) universal test cihazına makaslama kuvvet dayanımlarını ölçmek için bağlanmıştır. (Şekil 3.16.)



Şekil 3.16. Universal Test Cihazı

Örnekler, test cihazının makaslama dayanımı uygulayan düzeneğine sabitlenmiştir. Cihazın keski şeklindeki uç kısmı 1 mm/dk piston başlığı hızına ayarlanmıştır. Cihaz, tamir ara yüzeyine örnekler kırılıncaya kadar kuvvet uygulamıştır (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. a: Örneğin cihaza sabitlenmesi b: Kuvvet uygulanması

Her kırma işlemi sonrası elde edilen kuvvet verileri, özel program aracılığıyla bağlı olduğu bilgisayara aktarılmıştır. Kırılma sırasında elde edilen değerler “Newton” (N) cinsinden kaydedilmiştir. Makaslama bağlanma dayanım değerleri, bağlanma

alanlarına göre Newton'dan (N) Megapaskal (MPa)'a çevrilmiştir. Megapaskal değerlerini hesaplamak için şu formül kullanılmıştır:

$$\text{MPa} = \text{N/A}$$

A= bağlanma alanı

Yüzey alanları şu şekilde hesaplanmıştır:

$$A = \pi r^2$$

r =yarı çap $\pi = 3.14$

3.7. Örneklerin Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi

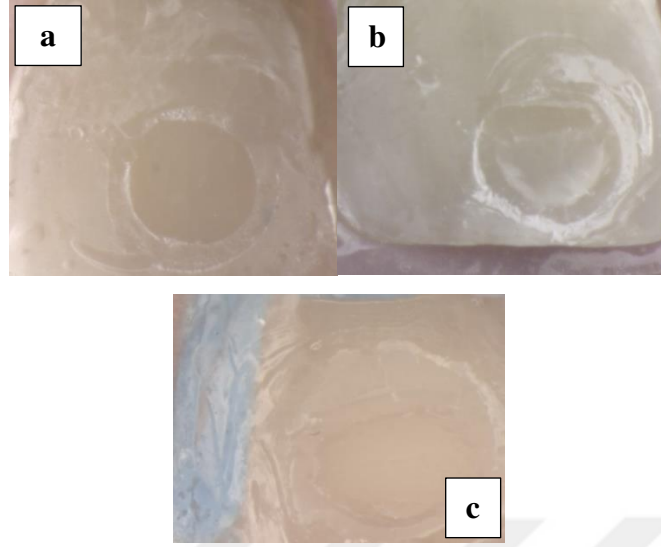
Tüm kırılan örneklerin kırılma yüzeylerinin başarısızlık tipleri, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan stereomikroskop (Leica MZ 21, Leica Microsystems, Almanya) ile 20 kez büyütme altında yapılarak tespit edilmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Stereomikroskop

Başarısızlık tipleri aşağıdaki sınıflandırmaya göre incelenmiştir:

- **Adeziv:** Başarısızlık, restoratif materyal ve diş yüzeyinin bağlanma ara yüzeyinde meydana gelmiştir.
- **Restoratif materyalde koheziv:** Başarısızlık, restoratif materyalin içerisinde meydana gelmiştir.
- **Dişte koheziv:** Başarısızlık, diş dokusu içerisinde meydana gelmiştir.
- **Karma:** Hem restoratif materyalde hem de bağlanma ara yüzeyinde meydana gelmiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. a: Adeziv başarısızlık b: Karma başarısızlık c: Dişte koheziv başarısızlık

3.8. İstatistiksel Analiz

Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımlarının ortalama ve standart sapma değerlerinin istatistiksel analizi, iki yönlü varyans analizi ile yapılmıştır. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Bonferroni testi ile yapılmıştır. Anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ olarak belirlenmiştir. Veriler, Windows için IBM Statistical Package for Social Sciences (SPSS) 22 Software programı kullanılarak analiz edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Değerleri

Farklı mine substratları (sağlam/demineralize) üzerine farklı yüzey uygulamaları yapılarak hazırlanan örneklere kompozit rezinlerin bağlanıp yaşlandırılmasının ardından makaslama bağlanma testi uygulanmıştır. Elde edilen ortalama dayanım değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.1.'de, Tablo 4.2.'de ve Şekil 4.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar-1

		SAĞLAM		DEMİNERALİZE		p
		Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)	Standart Sapma (MPa)	Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)	Standart Sapma (MPa)	
Infiltrant	HFA	10,73 ^a	3,73	19,11 ^d	6,57	<0,001
	FA	29,22 ^b	5,39	30,07 ^e	7,12	0,685
	L	22,60 ^c	7,53	23,24 ^d	8,44	0,765
	p	<0,001		<0,001		
Infiltrant Yok	HFA	5,08 ^f	2,03	13,93 ^{hi}	4,88	<0,001
	FA	35,58 ^g	7,61	19,91 ^{jk}	5,08	<0,001
	L	7,43 ^f	1,65	18,59 ^{hj}	4,35	<0,001
	p	<0,001		0,013		

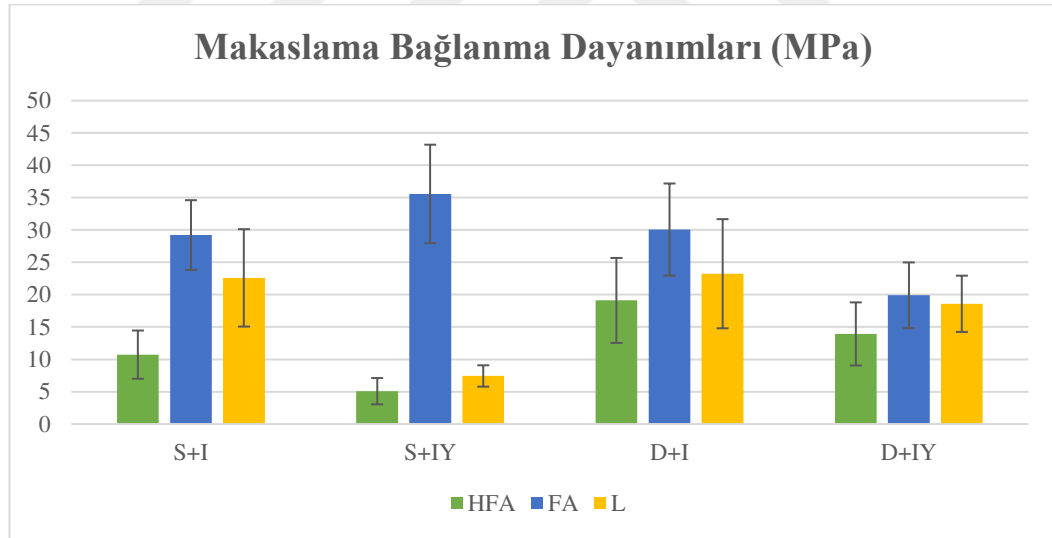
(Farklı harfler sütunda istatistiksel olarak farklı grubu ifade etmektedir.)

HFA: Hidroflorik asit, **FA:** Fosforik asit, **L:** Lazer

Tablo 4.2. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar-2

		SAĞLAM		DEMİNERALİZE	
		Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)	Standart Sapma (MPa)	Makaslama Bağlanma Dayanımı (MPa)	Standart Sapma (MPa)
HFA	Infiltrant	10,73	3,73	19,11	6,57
	Infiltrant Yok	5,08	2,03	13,93	4,88
	p	0,008		0,015	
FA	Infiltrant	29,22	5,39	30,07	7,12
	Infiltrant Yok	35,58	7,61	19,91	5,08
	p	0,003		<0,001	
L	Infiltrant	22,60	7,53	23,24	8,44
	Infiltrant Yok	7,43	1,65	18,59	4,35
	p	<0,001		0,028	

HFA: Hidroflorik asit, **FA:** Fosforik asit, **L:** Lazer



Şekil 4.1. Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri ve standart sapmalar

S+I: Sağlam mineye infiltrant uygulanmış **S+IY:** Sağlam mineye infiltrant uygulaması yapılmamış **D+I:** Demineralize mineye infiltrant uygulanmış **D+IY:** Demineralize mineye infiltrant uygulaması yapılmamış **HFA:** Hidroflorik asit, **FA:** Fosforik asit, **L:** Lazer

Üç yönlü varyans analizi, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu göstermiştir. Bonferroni testi ile yapılan ikili karşılaştırmaların sonuçları aşağıda detaylı olarak listelenmiştir.

ICON uygulanmış sağlam minede pürüzlendirme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ($p<0.05$) bulunmuştur: Grup 2 [Sağlam minede infiltrant uygulanmış ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş (S+I+FA)]> Grup 3 [Sağlam minede infiltrant uygulanmış ve lazer ile pürüzlendirilmiş (S+I+L)]> Grup 1 [Sağlam minede infiltrant uygulanmış ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilmiş (S+I+HFA)]

ICON uygulanmamış sağlam minede pürüzlendirme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalarda, sağlam minede infiltrant uygulaması yapılmamış ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 4 (S+IY+HFA) ile sağlam minede infiltrant uygulaması yapılmamış ve lazer ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 6 (S+IY+L) arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Sağlam minede infiltrant uygulaması yapılmamış ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 5 (S+IY+FA) istatistiksel olarak anlamlı şekilde diğer iki pürüzlendirme grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.05$).

ICON uygulanmış demineralize minede, pürüzlendirme yöntemleri arasında yapılan ikili karşılaştırmalarda bulgular şu şekildedir: Demineralize minede infiltrant uygulaması yapılmış ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 7 (D+I+HFA) ile demineralize minede infiltrant uygulaması yapılmış ve lazer ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 9 (D+I+L) arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), demineralize minede infiltrant uygulaması yapılmış ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 8 (D+I+FA) her ikisinden de istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.05$).

ICON uygulanmamış demineralize minede, farklı pürüzlendirme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalar şu şekildedir: Demineralize minede infiltrant uygulanmamış ve lazer ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 12 (D+IY+L) ile demineralize minede infiltrant uygulanmamış ve hidroflorik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 10 (D+IY+HFA) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. ($p>0.05$) Grup 12 (D+IY+L) ile demineralize minede infiltrant uygulanmamış ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş grup olan Grup 11 (D+IY+FA) arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. ($p>0.05$) Grup 11 (D+IY+FA), Grup 10'dan (D+IY+HFA) istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0.05$).

ICON tedavisi uygulanmış örneklerde farklı mine substratlarında (demineralize/ sağlam) aynı pürüzlendirme yöntemleri uygulanarak yapılan ikili karşılaştırmalarda bulgular şu şekildedir: Grup 1 (S+I+HFA)'in bağlanma dayanımı, Grup 7 (D+I+HFA)'den anlamlı şekilde daha düşüktür ($p < 0.05$). ICON uygulanmış gruplar arasında, fosforik asit ve lazer ile pürüzlendirilen sağlam mine ile demineralize mine arasında ise anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0.05$).

ICON uygulanmamış örneklerde farklı mine substratlarında (demineralize/ sağlam) aynı pürüzlendirme yöntemleri uygulanarak yapılan ikili karşılaştırmalarda bulgular şu şekildedir: Grup 4 (S+IY+HFA)'ün bağlanma dayanımı, Grup 10 (D+IY+HFA)'dan anlamlı şekilde daha düşüktür ($p < 0.05$). Grup 5 (S+IY+FA)'in bağlanma dayanımı, Grup 11 (D+IY+FA)'den anlamlı şekilde daha yüksektir ($p < 0.05$). Grup 6 (S+IY+L)'nin bağlanma dayanımı, Grup 12 (D+IY+L)'den anlamlı şekilde daha düşüktür ($p < 0.05$).

Sağlam örneklerde aynı pürüzlendirme yöntemi uygulandığında ICON uygulanmış ve uygulanmamış grupların karşılaştırması şu şekildedir: Grup 1 (S+I+HFA), Grup 4 (S+IY+HFA)'e kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. ($p < 0.05$) Grup 2 (S+I+FA), Grup 5 (S+IY+FA)'e kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı göstermektedir. ($p < 0.05$) Grup 3 (S+I+L), Grup 6 (S+IY+L)'ya kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir ($p < 0.05$).

Demineralize örneklerde aynı pürüzlendirme yöntemi uygulandığında ICON uygulanmış ve uygulanmamış grupların karşılaştırması şu şekildedir: Grup 7 (D+I+HFA), Grup 10 (D+IY+HFA)'a kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir. ($p < 0.05$) Grup 8 (D+I+FA), Grup 11 (D+IY+FA)'e kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir. ($p < 0.05$) Grup 9 (D+I+L); Grup 12 (D+IY+L)'ye kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı göstermektedir ($p < 0.05$).

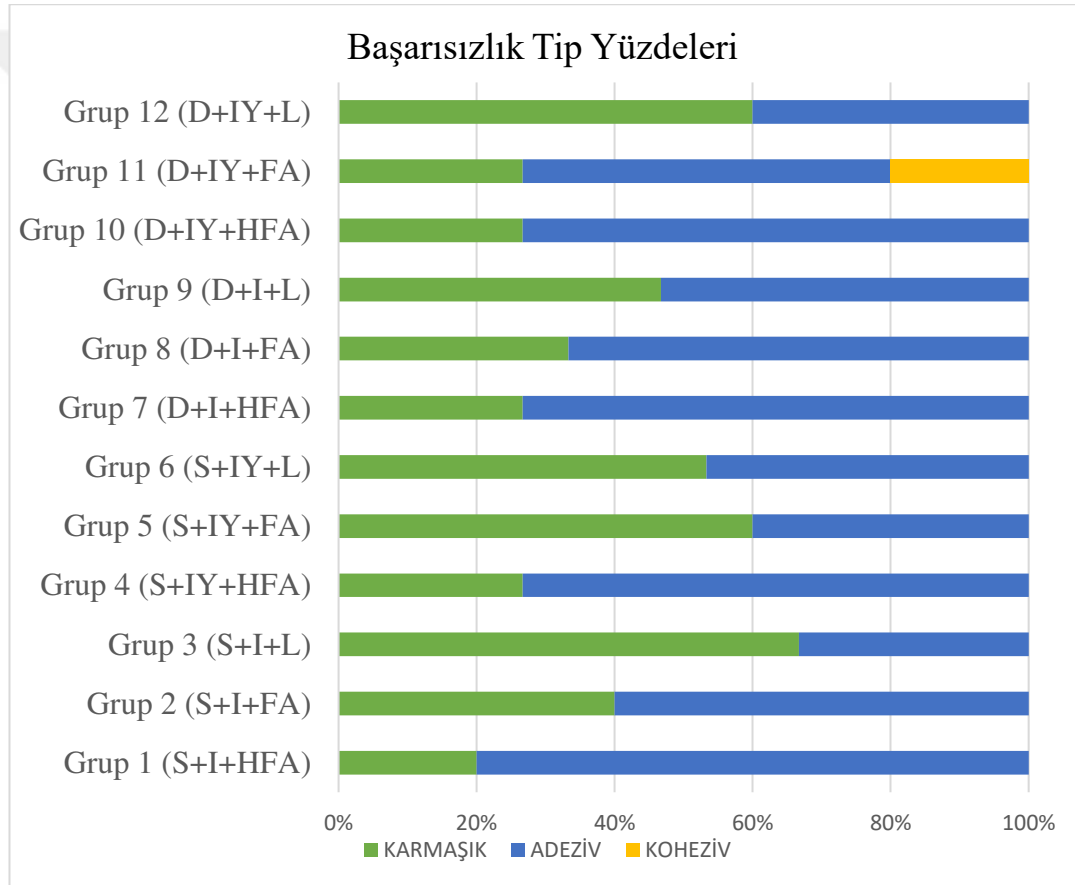
4.2. Kırılan Örneklerin Başarısızlık Analizi

Deney grubu örneklerinin makaslama bağlanma dayanım testi sonucu oluşan başarısızlık tipleri stereomikroskop altında x20 kez büyütmede incelenmiştir. Başarısızlık oranları aşağıdaki şekilde tespit edilmiştir (Tablo 4.3.) (Şekil 4.2.).

Tablo 4.3. Kırılan örneklerin, stereomikroskop altında tespit edilen başarısızlık tip dağılımları

		SAĞLAM			DEMİNERALİZE		
		Karma	Adeziv	Koheziv	Karma	Adeziv	Koheziv
HFA	I	20,0%	80,0%	0,0%	26,7%	73,3%	0,0%
	IY	26,7%	73,3%	0,0%	26,7%	73,3%	0,0%
FA	I	40,0%	60,0%	0,0%	33,3%	66,7%	0,0%
	IY	60,0%	40,0%	0,0%	26,7%	53,3%	20,0%
LAZER	I	66,7%	33,3%	0,0%	46,7%	53,3%	0,0%
	IY	53,3%	46,7%	0,0%	60,0%	40,0%	0,0%

HFA: Hidroflorik asit, **FA:** Fosforik asit, **L:** Lazer, **I:** Infiltrant, **IY:** Infiltrant yok



Şekil 4.2. Kırılan örneklerin başarısızlık tip yüzdelerini karşılaştırmaları.

S: Sağlam, **D:** Demineralize, **I:** Infiltrant, **IY:** Infiltrant yok, **HFA:** Hidroflorik asit, **FA:** Fosforik asit, **L:** Lazer

Stereomikroskop incelemesi sonrası, sağlam örneklerde adeziv başarısızlık en yüksek oran %80 ile Grup 1 (S+I+HFA)'de görülmüştür. Bu grubu sırasıyla azalan

şekilde Grup 4 (S+IY+HFA) (%73,3), Grup 2 (S+I+FA) (%60), Grup 5 (S+IY+FA) (%40), Grup 6 (S+IY+L) (%46,7), Grup 3 (S+ I+L) (%33,3) takip etmektedir.

Demineralize örneklerde adeziv başarısızlık en yüksek oran %73,3 ile Grup 7 (D+I+HFA) ve Grup 10 (D+IY+HFA)'de görülmüştür. Bu grupları sırasıyla azalan şekilde Grup 8 (D+I+FA) (%66,7), Grup 9 (D+I+L) (%53,3) ve Grup 11 (D+IY+FA) (%53,3), Grup 12 (D+IY+L) (%40,0) takip etmektedir.

İkinci sıklıkla rastlanan başarısızlık tipi, restoratif materyal ve bağlanma ara yüzeyinde oluşan karma başarısızlıktır ve %66,7 oran ile Grup 3 (S+I+L)'te görülmüştür. Bu grubu daha sonra, %60 oran ile Grup 5 (S+IY+FA) ve Grup 12 (D+IY+L); %53,3 oran ile Grup 6 (S+IY+L) izlemektedir.

Diş yüzeyinde görülen koheziv başarısızlık tipi yalnızca Grup 11 (D+IY+FA)'de %20 oranında gözlemlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Güncel diş hekimliğinde, hiçbir kavite dizaynının veya restoratif materyalin diş dokusunun orijinal anatomisini, dayanımını ve estetiğini sağlayamayacağı, kabul görmüş bir görüştür. Bu görüş doğrultusunda koruyucu diş hekimliğinin ve minimal invaziv tedavilerin önemi vurgulanmakta ve bu konularda geliştirilmiş yeni ürünler piyasaya sunulmaktadır. Yakın zamanda klinisyenlerin kullanımına sunulan ve minimal invaziv tedaviler ile koruyucu tedaviler arasında köprü olarak nitelendirilen rezin infiltrasyon tedavisinin; çürük durdurma, estetik görüntüyü düzeltme ve farklı tedavilerle birlikte kullanımındaki başarısı güncel olarak araştırmacılar tarafından değerlendirilmektedir (130,133). Mikroinvaziv olarak tanımlanan bu tedavinin kullanım alanlarının genişletilebilirliği de araştırmacıların ilgisini çekmektedir.

Rezin infiltrasyon tedavisinin kullanımının yaygınlaşması ile kompozit restorasyondan önce kullanılmasını gerektiren durumlar da bulunmaktadır. Başlangıç seviyesinde fakat kavitasyonlu lezyonlar ya da daha önce rezin infiltrasyon uygulanmış ve sonrasında hemen komşu bölgede çürük oluşan dişler bu duruma uygun olabilir. Kavitasyonlu bölge restorasyon gerektirirken, demineralize alanlara infiltrasyon tedavisi uygulanması ile minimal invaziv yaklaşım düşünülebilir. Ortodontik braket uygulanmış dişlerde braketlerin çevresinde plak birikimine bağlı olarak oluşan beyaz lezyonlar estetik problem oluşturabilir. Rezin infiltrasyon tedavisinin bu bölgelerde estetik düzelme sağladığı pek çok araştırmada gösterilmiştir. Braketlerin yeniden yapıştırılmasında veya hastanın ortodontik tedavisinin tekrarı gerektiğinde, rezin infiltrasyonu uygulanmış bölgeler de bu klinik durumun örneğidir. Rezin infiltrasyon tedavisi uygulanmış dişlere estetik restorasyon gerektiği durumlarda da rezin infiltrant ve kompozit arasındaki bağlantı kuvveti sorgulanacaktır (14–16).

Restoratif materyallerin başarısını değerlendirmekte en güvenilir yöntem klinik araştırmalardır. Ancak klinik araştırmaların uzun sürebilmesi, etik problemlere neden olabilmesi ve yüksek mali yükler getirmesi gerekçesiyle, in-vivo koşulları optimal düzeyde taklit eden in-vitro araştırmalar da sıklıkla tercih edilir (209).

In-vitro çalışmalar değişkenlerin kontrol altında tutularak şartların standardize edilmesi, teknolojik gelişmelere bağlı olarak hassas ölçümler yapılabilmesi ve bu

ölçümlerin standardize edilmiş başka araştırmalar ile de karşılaştırılabilmesi gibi özellikleriyle çok değerlidir (210).

Bu tez araştırmasında in-vitro şartlarda rezin infiltrasyon tekniği uygulanmış sağlam veya demineralize mine yüzeyine restorasyon yapma ihtiyacı oluştuğunda farklı pürüzlendirme metodlarının makaslama bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu amaçla, çekilmiş insan üst birinci keser dişleri kullanılmıştır. Üst birinci keser dişler geniş ve düz bukkal yüzeyleri nedeniyle uygun örnek özelliklerine sahiptir (211).

In-vitro çalışmalarda kullanılacak dişlerin dehidrate olmalarının önlenmesi için çekimden deney prosedürlerine kadar geçen zamanda ve prosedürün aşamaları arasında bir saklama solüsyonunda tutulması gerekmektedir. Dental materyallerin diş dokusuna adezyon testiyle ilgili ISO TR 11450 standartları raporunda (1991), çekilmiş dişlerin; üzerinde kan ve doku artıkları temizlendikten sonra distile su içerisinde bekletilmesinin uygun olduğu belirtilmiştir (212,213). Bu nedenle bu tez çalışmasında kullanılan dişler, üzerindeki artıkların uzaklaştırılması sonrası distile su içerisinde saklanmıştır.

Bu tez çalışmasında hazırlanan örneklerin yarısında sağlam mine yüzeyine, diğer yarısında ise in vitro şartlarda oluşturulan başlangıç çürük lezyonlarına rezin infiltrasyon tedavisi uygulanmıştır. Bu tez araştırmasında, başlangıç çürük lezyonlarını oluşturmak amacıyla demineralizasyon solüsyonu kullanılmıştır. Kullanılan solüsyon pH 4.8 olan asidik tampon çözeltidir. Çözelti içeriği, 2001 yılında J.M. ten Cate'in kullandığı demineralizasyon çözeltisi referans alınarak hazırlanmıştır (207). Örneklerin yarısı bu solüsyon içinde 15 gün boyunca 37°C'de bekletilmiştir ve beyaz nokta lezyonları elde edilmiştir. Basit kimyasal demineralizasyon yöntemi kısa zamanda standart demineralize beyaz nokta lezyonları oluşturabildiği için rezin infiltrasyon tedavisi ile ilgili çalışmalarda sıklıkla kullanılan yöntemdir (14,127,136).

Remineralizasyon tedavilerinin başarısının hasta kooperasyonu ile yakından ilgili olması, tükürüğün doğal remineralizasyon etkisi veya hekimin uyguladığı ajanlar yolu ile remineralize olan dişlerin estetik görünümünde problemin devam etmesi gibi sebeplerle yeni ürün arayışları devam etmiştir (214–216). Çürük lezyonlarına düşük viskoziteli dimetakrilat rezinlerin infiltrasyonu, başlangıç çürük lezyonlarında önemli tedavi seçeneği olarak nitelendirilir (11). Okluzal pit ve fissürlerin konvansiyonel

tıkamasının aksine, rezin infiltrasyon ajanı, serbest yüzey hacmini işgal etmeden tüm poröz lezyon gövdesine penetre olmalıdır. Bu amaçla geliştirilmiş olan ICON'un lezyonun ilerlemesini durduracak ve yapısal bütünlüğü koruyacak düzeyde penetre olabilecek kapasitede olduğu gösterilmiştir (132,217). ICON'a bu özelliği veren beyaz nokta lezyonunun dış yüzünde bulunan hipermineralize tabakayı %15'lik hidroklorik asit ile etkili şekilde uzaklaştırarak penetrasyon için yol oluşturmaları ve infiltrant olarak TEGDMA içeriği sebebi ile düşük viskozite ve yüksek penetrasyon özelliklerine sahip olmasıdır (136).

Restoratif diş hekimliğinin en önemli parçalarından olan rezin monomerler, su degradasyonuna (hidroliz) uğramaya yatkındırlar. Zaman içerisinde rezin infiltrant da ağız ortamında tükürük, besinler, sıcaklık farkları ve yük birikimine maruz kalarak yaşlanacak ve materyal yapısı değişecektir (218). Farklı sıcaklıklarda suya daldırma şeklinde uygulanan termal siklus metodunda, restoratif materyaller ağız ortamındaki benzer şekilde yaşlandırılabilir. 1994 yılında Uluslararası Standardizasyon organizasyonu tarafından dental materyallerin yaşlandırılması 5°C ve 55°C sıcaklıklarındaki su havuzlarına batırma prosedürünün etkili olduğu belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında, örneklerin 5°C ve 55°C sıcaklığındaki iki ayrı su havuzunda termal siklus şeklinde batırılması ile yaşlandırma yöntemi kullanılmıştır. Tekrarlanan ısı değişimleri, rezin infiltrant, adeziv ve kompozit rezinde, organik matriksin ve doldurucu partiküllerinin farklı termal genleşme katsayılarına bağlı olarak ara yüzlerde bağlantının zayıflamasına neden olacaktır (219).

Örneklerin, 10000 siklusa termal değişime uğratılmasının 1 yıllık yaşlanmaya denk olabileceği belirtilmiştir (220). Bu nedenle, bu tez çalışmasında rezin infiltrasyon uygulanmış örnek grubu ve daha sonra kompozit rezin bağlanmış olan tüm örnekler termal siklus cihazında 6 aylık yaşlanma olarak varsayılabilir 5000 döngüye tabi tutularak suni olarak yaşlandırılmıştır (15).

Rezin infiltrasyon uygulanmış diş üzerine kompozit materyali yerleştirilmesi, tamir prosedürü uygulamasına benzemektedir. Kompozit kısmen diş dokusuna bağlanırken, kısmen de rezin infiltranta bağlanacaktır. Ancak rezin infiltrant üzerine uygulanan kompozit, kompozit-kompozit tamir prosedüründen farklı olarak doldurucu içermeyen ve temel içeriği düşük viskoziteli TEGDMA olan bölgeye bağlanacaktır. Tamir edilen kompozitin tipi de yüzey pürüzlendirmesi ile ilgili yapılan araştırmaların

sonuçlarını etkileyecektir (21,221). Bu araştırmada eski rezin kompozit konumunda olan rezin infiltrant, doldurucu partikül içermemesine ve TEGDMA'dan oluşmasına bağlı olarak, kompozit rezinlerden ve mine adezivlerinden daha düşük sertliğe ve daha düşük elastisite modülüne sahiptir. Ayrıca rezin infiltrantın daha geniş bir oksijen inhibisyon tabakası oluşturduğu bildirilmiştir (222,223). Işıklı polimerize olan rezinler polimerizasyon sonrası yumuşak ve yapışkan bir yüzeyel tabaka bırakırlar. Bu tabaka serbest radikallerin oksijenle reaksiyona girmeye eğilimli olmasına bağlı olarak ışıklı polimerize olan rezinlerin havada polimerizasyonu sonrasında oluşur. Polimerizasyonun oksijen tarafından inhibe edilmesine bağlı olarak oluşan bu tabaka oksijen inhibisyon tabakası ismini almıştır (224,225). Uygun kalınlıktaki oksijen inhibisyon tabakası rezin-rezin bağlantısını arttıracaktır (226–228). Ancak bu araştırmada rezin infiltrasyon tedavisi sonrası klinik uygulamayı simüle etmek amacıyla yüzeyler polisajlanmıştır ve örnekler termal siklus cihazında yaşlandırılmıştır. Bu sebeple rezin infiltrantın geniş oksijen inhibisyon tabakası oluşturmasının bu araştırmanın sonuçlarına bir etkisinin olmayacağı düşünülebilir.

Kompozit-kompozit tamir prosedürlerinde eski kompozit yüzeyi adezyon için uygun hale getirilmelidir. Resin yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile mekanik kilitleme sağlanacak ve yüzeyin artıklardan temizlenmesi ile yüzey enerjisi arttırılacaktır (181,229).

Bu araştırmada çeşitli çalışmalarda kompozit-kompozit tamirinde kullanılan fosforik asit, hidroflorik asit ve Er,Cr:YSGG lazer olmak üzere 3 farklı pürüzlendirme yöntemi test edilmiştir.

Minenin %30-40 konsantrasyonda fosforik asit ile pürüzlendirmesi günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (28,171). Tamir prosedürlerinde de hem diş dokusunun hem de eski restoratif materyalin pürüzlendirilmesi gerektiği düşünüldüğünde hekimlerin tamir prosedürleri için de fosforik asite yönelmesi beklenebilir. Fosforik asitin resin kompozit tamirindeki başarısı hakkında literatürde çelişkili sonuçlar vardır (21,230–232).

Porselenin resin kompozit ile bağlantısı için pürüzlendirilmesinde kullanılan hidroflorik asit, çeşitli araştırmalarda kompozit-kompozit tamir prosedürlerinde de kullanılmış ve çelişkili sonuçlar göstermiştir (21,22,185,233). Hidroflorik asit kompozit rezine uygulandığında kompozit içinde bulunan silan grubunun ağ yapısını

değiştirecektir (234). Doldurucu partiküller ve rezin arasında stabilizasyon sağlayan silan, rezin infiltrant içinde bulunmamaktadır.

Hidroflorik asitin dentin ile kontaminasyonu, dentin tübüllerini yıldız benzeri yapılar oluşturarak tıkaması sebebi ile kontraendikedir (234–237). Hidroflorik asitin çok düşük konsantrasyonlarda (%0.1-0.2) kullandığında, minenin eroziv etkilere karşı direncini artırma özelliği de güncel olarak araştırılmaktadır (238,239).

Hidroflorik asitin cilt ile temasında derin yakıcı etkisi bilinmektedir ancak dental prosedürlerde kullanılan visküz %4-10'luk konsantrasyonluk formunun ağız içi kullanım için güvenli olduğu belirtilmiştir (234,240).

Diş hekimliğinde CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Erbium grubu lazerler gibi pek çok lazer kullanılmaktadır. Hidroksiapatit ve suya yüksek afinite gösterme özellikleri ile diş sert dokularında kullanıma uygun olan Erbium grubu lazerlerdir. Son yıllarda adeziv uygulaması öncesinde mine yüzeyinin ve tamir prosedürlerinde kompozit rezinin lazerle pürüzlendirilmesi araştırılan konular arasındadır. 2940 nm dalga boyunda olan Er:YAG lazer ve 2780 nm dalga boyundaki Er,Cr:YSGG lazer su soğutması ile uygulandığında kavite preparasyonu, çürük temizleme, yüzey pürüzlendirme gibi restoratif işlemler sırasında diş pulpasında çok az (<2°C) sıcaklık artışına neden olmaktadır (241). Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerin mine pürüzlendirmesinde ve kompozit tamirinde eski restorasyonun yüzey hazırlığında başarıyla kullanılabileceğini öneren çalışmalar mevcuttur (23,24,242–244). Ancak lazer ile pürüzlendirmenin fosforik asit kadar yüksek bağlanma dayanımı oluşturmayaçağını gösteren araştırmalar da mevcuttur (24,208). Lazer uygulaması mineyi, asit ataklarına karşı daha dirençli kılar (26,119,245,246). Bu özellik; ideal bağlanma dayanımı oluşturabildiği taktirde lazer pürüzlendirmesinin, asitle pürüzlendirme yöntemlerine karşı üstünlüğünü sağlayacaktır.

Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazerin pürüzlendirme başarıları kıyaslandığında aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (247). Bu tez araştırmasında Er,Cr:YSGG lazer kullanılmıştır.

Demineralize minenin kalın ve yüksek mineral içeriğine sahip yüzeyel tabakası remineralizasyon ajanlarının çürük gövdesine ulaşmasına engel olduğu gibi adeziv ajanların penetrasyonuna da engel olabilir (248,249). Bu amaçla remineralizasyon ajanlarının uygulanması öncesi asit ile yüzeyel tabakanın uzaklaştırılması önerilmiştir

(249,250). Rezin infiltrant uygulaması öncesi %15'lik hidroklorik asit pürüzlendirmesinin bu tabakayı kaldırma etkinliği pek çok araştırmada değerlendirilmiş, bu amaçla alternatif metodlar denenmiştir (251,252).

Adeziv ilk olarak mine ve dentine, restorasyon tamiri durumunda da eski restoratif materyale bağlanır. Daha sonra ise adeziv yeni yerleştirilecek restorasyona bağlanır. Oluşan bu zincirin dayanım kuvveti, ancak en zayıf halkasının kuvveti kadardır. Mine, dentin ve eski restorasyon ile adeziv arasındaki bağlantı mikromekanik bağlantıdır (253). Difüzyon ve kapiller etki adezivin mikro mekanik retansiyonunda temel mekanizmadır (169).

Single Bond 2, beşinci jenerasyon bir adeziv sistemdir ve içeriğinde Bis-GMA, HEMA (2-Hidroksi Etil Metakrilat), dimetakrilat, poliakrilik asidin metakrilat fonksiyonel kopolimerleri ve çözücü olarak etanol ve su bulunmaktadır. Adeziv sistem içerisine nano boyutta (5 nm) doldurucu eklenmiştir. Single Bond 2, başarılı sonuçlar göstermesi sebebiyle klinik uygulamalarda ve yeni çıkan adeziv sistemlerin performansını kıyaslamak amacıyla araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (183,254). Bu tez araştırmasında da tüm gruplarda, pürüzlendirilmiş yüzeylere iki aşamalı etch&rinse adeziv sistem olan Single Bond 2 kullanılmıştır.

Geliştirilen adeziv materyallerin diş sert dokularına bağlanmasını değerlendirmek için kullanılabilen makro-makaslama, makro-çekme, mikro-makaslama ve mikro-çekme bağlanma dayanım testleri kullanılabilmektedir. Mikro düzeydeki testler 1 mm²'lik alana sahip örneklerde ölçüm yapabilmektedir. Bu sebeple mikro düzeydeki testlerde bir diştten birden fazla örnek elde edilebilir. Makro testler, mikro testlere kıyasla daha düşük bağlanma kuvveti sonuçları vermektedir. Bunun sebebi test edilen alan arttıkça bağlantıyı bozacak kusurlu nokta bulunma ihtimalinin artması olabilir (255,256). Makro makaslama bağlanma dayanımı testi en sık kullanılan ve uygulaması kolay olan bağlanma dayanımı testidir. Bu nedenle uygulamada hata görülme ihtimali daha azdır. Bu araştırmada grupların bağlanma kuvvetini değerlendirmek amacıyla makaslama bağlanma dayanım testi yapılmıştır (257).

Klinik olarak yeterli adezyon sağlandığının düşünülmesi için bağlanma dayanım değerinin adeziv sistemlerin mineye olan bağlanma dayanım değerleri ile benzerlik (15-30 MPa) göstermesi beklenmektedir (28,258). Bu tez araştırmasında

fosforik asit ile pürüzlendirilmiş tüm grupların bulguları, mine için gerekli bağlanma dayanım aralığındadır. Ancak Grup 7 (D+I+HFA) dışında, hidroflorik asit pürüzlendirmesi uygulanmış tüm gruplarda bağlanma dayanımı 15 MPa altında kalmıştır. Lazer uygulanmış gruplar arasında da yalnızca Grup 6 (S+IY+L)'nin bağlanma dayanımı 15 MPa altında kalmıştır.

Veli ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada, deneysel olarak oluşturulmuş başlangıç çürük lezyonlarına CPP-ACP, florür vernik, mikroabrazyon ve rezin infiltrasyon gibi farklı tedaviler uygulanmıştır. Araştırmanın kontrol gruplarında ise tedavi uygulanmamış sağlam diş grubu ve tedavi uygulanmamış deneysel çürük lezyonlu diş grubu bulunmaktadır. Araştırmacılar, tüm gruplara restorasyon uygulanmış ve makaslama bağlantı testine tabi tutmuşlardır. Sonuçlar, başlangıç çürük lezyonlarına rezin infiltrasyon tedavisi uygulandığında; sağlam dişlere benzer bağlanma dayanımı olduğunu göstermiştir. Resin infiltrasyon tedavisinin uygulanması, tedavi uygulanmayan gruba ve diğer tedavi tiplerine kıyasla restorasyonun bağlanma dayanımını daha çok artırmıştır (16).

Attin ve arkadaşlarının sıgır dişleri üzerinde yaptığı araştırmada demineralize mineye ve çeşitli tedaviler uygulanmış mineye ortodontik braketler uygulanmış ve bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Demineralizasyon solüsyonuna daldırılmayan sağlam mine örnekleri, en yüksek bağlanma dayanımı gösterirken; bu grubu, rezin infiltrant uygulanmış demineralize mine grubu izlemiştir. Florür tedavisi uygulanmış demineralize grup ve hiçbir tedavi uygulanmamış demineralize grup en düşük bağlanma dayanımı gösterirken, bu iki grup arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (259). Bu tez araştırmasında, elde edilen bulgular fosforik asit grubu ele alındığında Attin ve arkadaşlarının çalışmasını ve Veli ve arkadaşlarının çalışmasını doğrular niteliktedir. ICON uygulanmamış ve fosforik asit ile pürüzlendirilmiş sağlam ve demineralize mine grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında sağlam mine, demineralize mineden anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir. Demineralize mineye fosforik asit pürüzlendirmesi öncesinde ICON tedavisi uygulanması, tedavi uygulanmayan gruba göre daha yüksek bağlanma dayanımı ile sonuçlanmıştır. Ancak, demineralize mine infiltrant tedavisi olmaksızın hidroflorik asit veya lazer ile pürüzlendirildiğinde; sağlam mineye kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu durum, lazer

ve hidroflorik asit pürüzlendirmesinin sağlam minede etkili olamazken; demineralize minenin hipermineralize yüzeyel tabakasını kaldırmakta kısmen de olsa etkili olarak adezivın penetre olabileceği yollar oluşturmaya bağlı olabilir. Literatürde daha önce, demineralize mine yüzeyinde florür penetrasyonunu arttırmak amacıyla lazer uygulamalarını inceleyen araştırmalar mevcuttur. Florür uygulaması öncesi lazer pürüzlendirmesi dişin florür alımını arttırmaktadır (260,261). Ancak literatürde, demineralize minenin adeziv uygulaması öncesi lazer ile pürüzlendirmesini konu alan araştırma bulunmamaktadır.

Bu tez çalışmasında, demineralize mine yüzeyine rezin infiltrant uygulaması sonrası %9 hidroflorik asit, %35 fosforik asit ve Er,Cr:YSGG lazer pürüzlendirmesi olmak üzere üç farklı pürüzlendirme yönteminin, bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. Daha önce literatürde bu karşılaştırma yapılmamıştır. Bu tez araştırmasının bulgularına göre, demineralize mine yüzeyine rezin infiltrant uygulaması sonrası, fosforik asit pürüzlendirmesi, diğer iki pürüzlendirme grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamaktadır. Demineralize mine yüzeyine rezin infiltrant uygulanması sonrası, lazer veya hidroflorik asit ile pürüzlendirmenin bağlanma dayanımına etkisi istatistiksel açıdan anlamlı farklılık göstermemektedir.

Demineralize mineye rezin infiltrantın penetrasyonunu arttırmak amacıyla yüzeye farklı asitlerin, farklı sürelerde uygulandığı araştırmalar literatürde mevcuttur. Meyer-Lueckel ve arkadaşları, sağlam ve beyaz nokta lezyonu olan insan mine yüzeylerine %37'lik fosforik asit, %5'lik ve %15'lik hidroklorik asiti farklı sürelerde (30-120 s) uygulamışlardır. Bu uygulamaların yüzey tabakasını uzaklaştırma etkinliğini değerlendirmişler ve %15'lik hidroklorik asitin 90-120 s'lik uygulamalarının %37'lik fosforik asitin 30-120 s uygulamalarına kıyasla anlamlı şekilde daha etkili olduğunu göstermişlerdir (132). Askar ve arkadaşlarının sığır dişlerinde yapay çürük lezyonları oluşturdukları araştırmada ise rezin infiltrant öncesi 5s %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirme yapılmıştır. Pürüzlendirme sonrası rezin infiltrantın 5 s ve 10 s'lik uygulamalarının sırasıyla %75 ve %88 penetrasyon sağladığı belirtilmiştir. Ancak araştırmacılar, %37'lik fosforik asitin 5 s uygulamasının yüzey tabakasını uzaklaştırmadaki bu başarısını; sığır dişlerinde oluşturulmuş deneysel çürük lezyonlarının yüzeyel tabakasının, doğal çürük lezyonlarından daha ince olması ile ilişkilendirmişlerdir (262).

Kalender, sığır dişlerinde yaptığı araştırmada, ideal bir rezin infiltrasyonu için yüzeyel tabakayı uzaklaştırmak amacıyla %35'lik fosforik asit uygulamasını yetersiz bulurken, Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının %15 HCl asit uygulamasına alternatif olabileceğini belirtmiştir (263).

Wiegand ve arkadaşları, demineralize minede rezin infiltrasyon sistemini kompozit öncesi uygulamanın, adeziv ajanlara benzer bağlantı dayanımı oluşturup oluşturmayacağını sorgulamışlardır. Sağlam ve demineralize mine gruplarının, adeziv, infiltrant ve infiltrant+adeziv uygulaması olmak üzere üçer alt gruba ayrıldığı araştırmada; sağlam minede gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak demineralize minede, infiltrant+adeziv uygulaması, yalnızca adeziv uygulamasına kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmuştur (14).

Jia ve arkadaşlarının araştırmasında sağlam ve deneysel çürük lezyonu olmak üzere ikiye ayrılan örnekler tekrar 7 alt gruba bölünmüştür. 1. Gruba yalnızca rezin infiltrasyon tedavisi, 2,3 ve 4. Gruplara farklı adeziv sistemler 5, 6 ve 7. Gruplara ise rezin infiltrasyon uygulaması sonrası üç farklı adeziv uygulanmıştır. Bu uygulamalar sonrası örnekler kompozit rezin bağlanmış ve termal siklus (5000x, 5°C-55°C) uygulanmıştır. Hem demineralize hem de sağlam mine gruplarında rezin infiltrant uygulaması, etch and rinse adeziv sistemden anlamlı düzeyde farklılık göstermemiştir. Bu araştırmada TEGDMA bazlı rezin infiltrantın bağlanma dayanımının, daha az TEGDMA içeren diğer adezivlere kıyasla daha düşük olmadığı gösterilmiştir (15). Bu tez araştırmasında da Jia ve arkadaşlarının bulgularına benzer şekilde mine yüzeyinde gerçekleşen koheziv başarısızlıklar demineralize minede daha yüksek oranda görülmüştür. Ancak bu tez araştırmasının bağlanma dayanım testi bulguları, Wiegand ve ark. ve Jia ve ark. araştırmaları ile çelişmektedir. Bunun sebebi, bu araştırmacıların rezin infiltrasyon tedavisi sonrası örnekleri yaşlandırma prosedürüne tabi tutmadan kompozit rezinleri bağlaması olabilir. Wiegand ve arkadaşları, araştırmalarında yaşlandırma prosedürünü hiç uygulamazken, Jia ve arkadaşlarının yalnızca kompozit rezin bağlanması sonrasında 5000 siklus termal yaşlandırma uyguladığı göz önünde bulundurulmalıdır. Bu tez araştırmasında ise, hem rezin infiltrantın ağız ortamında yaşlanması hem de üzerine bağlanan adeziv ve kompozit rezinin yaşlanması in vitro şartlarda simüle edilmiştir. Sideridou ve arkadaşlarına göre, TEGDMA en yüksek su absorpsiyonuna sahipken, daha sonra sırasıyla Bis-GMA ve ürethan dimetakrilat

(UDMA) gelir (264). ICON içinde temel olarak TEGDMA bulunur (12). İnfiltrasyon lezyonlar rezinin polimerizasyon büzülmesi ve stresine bağlı olarak heterojen yapı gösterebilirler (10). Bu durum ağız ortamında rezin infiltrantın yaşlanmasıyla birlikte sızıntı riskini arttırabilir ve bağlanma dayanımının düşmesine de neden olabilir. Bu tez araştırmasında rezin infiltrasyon tedavisinin bağlanma dayanımına etkisinin diğer araştırma sonuçlarından farklı olması bu şekilde açıklanabilir.

Alağl ve arkadaşlarının asitle pürüzlendirilmiş mine ve Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmiş mine üzerine kompozit rezinin bağlantısını değerlendirdiği araştırmasında, araştırmamızda kullanılan lazer cihazı ve aynı pürüzlendirme parametreleri kullanılmıştır. Araştırmacılar fosforik asitle pürüzlendirme grubunun lazer ile pürüzlendirme grubundan anlamlı şekilde daha yüksek sonuçlar gösterdiğini belirtilmişlerdir (208). Bu tez araştırmasında da Alağl ve arkadaşlarının bulgularını destekler şekilde, ICON uygulanmamış sağlam minede fosforik asit ile pürüzlendirmenin, hidroflorik asit ve lazer ile pürüzlendirmeye kıyasla anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur.

göstermiştir (22). Gupta ve arkadaşlarının bulguları, bu tez araştırmasının tüm karşılaştırmalarda; fosforik asitin bağlanma dayanımının hidroflorik asitten üstünlüğünü gösteren bulguları ile örtüşmemektedir.

Ahmadizenouz ve arkadaşları yaşlandırılmış nanofil kompozit rezinin (Filtek Z350) tamirinde, Er:YAG lazer pürüzlendirmesi, %9 hidroflorik asit pürüzlendirmesi ve elmas frez uygulaması sonrası %35 fosforik asit pürüzlendirmesi gibi farklı yüzey pürüzlendirme tekniklerinin etkisini araştırmışlardır. Pürüzlendirilmiş kompozit resin yüzeylerine silan ve adeziv sistem uygulanmış ve daha sonra aynı kompozit ile tamir restorasyonu uygulanmıştır. Araştırmanın bulgularında, en yüksek bağlanma dayanımının elmas frez uygulanması sonrası %35'lik fosforik asit pürüzlendirmesi grubuna ait olduğu gösterilmiştir. %9 hidroflorik asit pürüzlendirmesi ve Er:YAG lazer pürüzlendirmesi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (268). Ahmadizenouz ve arkadaşlarının bulguları bu tez araştırmasının bulguları ile benzerlik göstermektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Mine pürüzlendirilmesinde geleneksel olarak kullanılan fosforik asit, hem sağlam hem demineralize minede, mineye infiltrant uygulaması yapılmasından bağımsız olarak en yüksek ortalama bağlanma değerlerini göstermiştir, ancak; bu fark bazı gruplarda istatistiksel olarak anlamlı değildir.
2. İnfiltrant uygulanmamış örneklerde fosforik asit ile pürüzlendirilmiş sağlam mine grubu, demineralize mine grubundan daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.
3. İnfiltrant uygulanmış gruplar arasında lazer veya fosforik asit ile pürüzlendirilmiş sağlam minenin bağlanma dayanımı istatistiksel olarak demineralize mineye benzerdir.
4. Sağlam mine fosforik asit ile pürüzlendirildiğinde, öncesinde infiltrant tedavisi uygulanmış olması bağlanma dayanımına negatif etki etmektedir.
5. Demineralize minede infiltrant uygulanması pürüzlendirme yönteminden bağımsız olarak bağlanma dayanımını arttırmıştır.

Başlangıç çürüklerine infiltrant uygulanması lezyonlar üzerine uygulanacak olan kompozit rezinin bağlanma dayanımını da arttırmaktadır. Hekimler klinik pratikte uyguladıkları tedavileri detaylı olarak kayıt altına almalıdır.

7. KAYNAKLAR

1. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet* (London, England); 369(9555):51–9, 2007.
2. Fejerskov O, Kidd EAM. Dental caries: the disease and its clinical management. Second edition, Blackwell Munksgaard; 2008.
3. Lalloo R, Myburgh NG, Hobdell MH. Dental caries, socio-economic development and national oral health policies. *Int Dent J.* 1;49(4):196–202, 1999.
4. Ismail AI. Visual and visuo-tactile detection of dental caries. *J Dent Res.*;83 (Spec): 56-66, 2004.
5. Kidd E a. MAM, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res.*;83(1): 35-8, 2004.
6. Mizrahi E. Enamel demineralization following orthodontic treatment. *Am J Orthod.*;82(1):62–7, 1982.
7. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod.*;81(2):93–8, 1982.
8. Mejäre I, Källestål C, Stenlund H. Caries development from 11 to 22 years of age: a prospective radiographic study. Prevalence and distribution. *Caries Res.*;32(1):10–6, 1998.
9. Ratledge DK, Kidd EA, Beighton D. A clinical and microbiological study of approximal carious lesions. Part 1: The relationship between cavitation, radiographic lesion depth, the site-specific gingival index and the level of infection of the dentine. *Caries Res.*;35(1):3–7, 2001.
10. Paris S, Meyer-Lueckel H, Cölfen H. Resin infiltration of artificial enamel caries lesions with experimental light curing resins. *Dent Mater J.*;26(4):582–8, 2007.
11. Paris S, Hopfenmuller W, Meyer-Lueckel H. Resin infiltration of caries lesions: an efficacy randomized trial. *J Dent Res.*;89(8):823–6, 2010.
12. Paris S, Meyer-Lueckel H. Masking of labial enamel white spot lesions by resin infiltration-a clinical report. *Quintessence Int.*;40(9):713–8, 2009.

13. Meyer-Lueckel H, Paris S. Improved Resin Infiltration of Natural Caries Lesions. *J Dent Res.*;87(12):1112–6, 2008.
14. Wiegand A, Stawarczyk B, Kolakovic M. Adhesive performance of a caries infiltrant on sound and demineralised enamel. *J Dent.*;39(2):117–21, 2011.
15. Jia L, Stawarczyk B, Schmidlin PR. Effect of caries infiltrant application on shear bond strength of different adhesive systems to sound and demineralized enamel. *J Adhes Dent.*;14(6):569–74, 2012.
16. Veli I, Akin M, Baka ZM. Effects of different pre-treatment methods on the shear bond strength of orthodontic brackets to demineralized enamel. *Acta Odontol Scand.*;74(1):7–13, 2016.
17. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res.* 1;34(6):849–53, 1955.
18. Hermesen R, Vrijhoef M. Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dent Mater.*;9(5):332–6,1993.
19. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*;120(1):64–7, 2001.
20. Lopes GC, Thys DG, Klaus P. Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent.*;28(1):18-24, 42, 2007.
21. Lucena-Martín C, González-López S, de Mondelo JMN-R. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent.*;86(5):481–8, 2001.
22. Gupta S, Parolia A, Jain A. A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.*;33(3):245–9, 2015.
23. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y. Tensile bond strength and SEM analysis of enamel etched with Er:YAG laser and phosphoric acid: a comparative study in vitro. *Braz Dent J.*;19(1):57–61, 2008.
24. Hoshing UA, Patil S, Medha A. Comparison of shear bond strength of composite resin to enamel surface with laser etching versus acid etching: An in vitro evaluation. *J Conserv Dent.*;17(4):320–4, 2014.

25. Featherstone JDB, Barrett-Vespone NA, Fried D. CO2 laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *J Dent Res.*;77(6):1397–403,1998.
26. Kim JH, Kwon OW, Kim HI. Acid resistance of erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. *Angle Orthod.*;76(6):1052–6, 2006.
27. Nanci A, Ten Cate AR. Ten Cate's oral histology: development, structure, and function. Eighth edition, NewYork, Elsevier, 2013.
28. Heymann H, Swift EJ, Ritter A V., Sturdevant CM. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Sixth edition, NewYork, Elsevier/Mosby, 2013.
29. Summitt JB. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. Third edition, NewYork, Quintessence Pub, 2006.
30. Belcourt A, Gillmeth S. EDTA soluble protein of human mature normal enamel. *Calcif Tissue Int.*;28(3):227–31,1979.
31. Yamakoshi Y, Hu JCC, Zhang H. Proteomic analysis of enamel matrix using a two-dimensional protein fractionation system. *Eur J Oral Sci.*;114(s1):266–71,2006.
32. Jansen MT, Visser JB. Permeable structures in normal enamel. *J Dent Res.*;29(5):622–32,1950.
33. Angmar B, Carlstrom D, Glas JE. Studies on the ultrastructure of dental enamel. IV. The mineralization of normal human enamel. *J Ultrastruct Res.*;8:12–23,1963.
34. Robinson C, Weatherell JA, Hallsworth AS. Variation in composition of dental enamel within thin ground tooth sections. *Caries Res.*;5(1):44–57,1971.
35. Staple PH. Advances in oral biology. First edition, Vol. 4. NewYork, Academic Press, 1970
36. Hoffman R, Gross L. Microstructure of dental enamel. I. Organization and contour of prisms. *J Dent Res.*;46(6):1444–55,1967.
37. Li C, Risnes S. SEM observations of Retzius lines and prism cross-striations in human dental enamel after different acid etching regimes. *Arch Oral Biol.* 2004.
38. Darling AI. The selective attack of caries on the dental enamel. *Ann R Coll Surg Engl*; 29(6):354–69,1961.

39. Risnes S. Growth tracks in dental enamel. *J Hum Evol.*;35(4–5):331–50,1998.
40. Guggenheim B, Schroeder HE. Biochemical and morphological aspects of extracellular polysaccharides produced by cariogenic streptococci. *Helv Odontol Acta.*;11(2):131–52,1967.
41. Edwardsson S. Characteristics of caries-inducing human streptococci resembling *Streptococcus mutans*. *Arch Oral Biol.*;13(6):637–46,1968.
42. Nyvad B, Kilian M. Comparison of the initial streptococcal microflora on dental enamel in caries-active and in caries-inactive individuals. *Caries Res.*;24(4):267–72,1990.
43. Babaahmady KG, Challacombe SJ, Marsh PD. Ecological study of *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sobrinus* and *Lactobacillus* spp. at sub-sites from approximal dental plaque from children. *Caries Res.* 3;32(1):51–8,1997.
44. Marsh PD. Microbiologic aspects of dental plaque and dental caries. *Dent Clin North Am.*;43(4):599–614,1999.
45. Byun R, Nadkarni MA, Chhour KL. Quantitative analysis of diverse *Lactobacillus* species present in advanced dental caries. *J Clin Microbiol.*;42(7):3128–36, 2004.
46. Becker MR, Paster BJ, Leys EJ. Molecular analysis of bacterial species associated with childhood caries. *J Clin Microbiol.*;40(3):1001–9, 2002.
47. Scheie AA, Petersen FC. The biofilm concept: consequences for future prophylaxis of oral diseases? *Crit Rev Oral Biol Med.*;15(1):4–12, 2004.
48. Featherstone JDB, Rodgers BE. Effect of acetic, lactic and other organic acids on the formation of artificial carious lesions. *Caries Res.*;15(5):377–85, 1981.
49. Featherstone JDB. The continuum of dental caries—evidence for a dynamic disease process. *J Dent Res.*;83:39–42, 2004.
50. Featherstone JDB. The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc.*;131(7):887–99, 2000.
51. Seow WK. Biological mechanisms of early childhood caries. *Community Dent Oral Epidemiol.*;26(1 Suppl):8–27,1998.
52. Silverstone LM. Structure of carious enamel, including the early lesion. *Oral Sci Rev.*;3:100–60,1973.

53. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Dynamic factors affecting lesion initiation and progression in human dental enamel. Part I. The dynamic nature of enamel caries. *Quintessence Int.*;19(10):683–711,1988.
54. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Dynamic factors affecting lesion initiation and progression in human dental enamel. Part II. Surface morphology of sound enamel and carieslike lesions of enamel. *Quintessence Int.*;19(11):773–85,1988.
55. Artun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur J Orthod.*;8(4):229–34,1986.
56. Arnold WH, Gaengler P, Saeuberlich E. Distribution and volumetric assessment of initial approximal caries lesions in human premolars and permanent molars using computer-aided three-dimensional reconstruction. *Arch Oral Biol.*;45(12):1065–71,2000.
57. Mount GJ. Defining, Classifying, and Placing Incipient Caries Lesions in Perspective. *Dent Clin North Am.*;49(4):701–23, 2005.
58. Braga MM, Oliveira LB, Bonini GAVC. Feasibility of the International Caries Detection and Assessment System (ICDAS-II) in epidemiological surveys and comparability with standard World Health Organization Criteria. *Caries Res.*;43(4):245–9, 2009.
59. Ekstrand K, Qvist V, Thylstrup A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. *Caries Res.*;21(4):368–74, 1987.
60. Stookey G. Should a dental explorer be used to probe suspected carious lesions? No-use of an explorer can lead to misdiagnosis and disrupt remineralization. *J Am Dent Assoc.*;136(11):1527, 1529, 1531, 2005.
61. Nyvad B, Machiulskiene V, Baelum V. Reliability of a new caries diagnostic system differentiating between active and inactive caries lesions. *Caries Res.*;33(4):252–60,1999.
62. Nyvad B. Diagnosis versus detection of caries. *Caries Res.* ;38(3):192–8,2004.
63. Banting D, Eggertsson H, Ekstrand KR, Rationale and evidence for the international caries detection and assessment system (ICDAS II). *Proc 7th Indiana Conf.*:161–221,2011.

64. Ferreira RI, Haiter-Neto F, Tabchoury CPM. Assessment of enamel demineralization using conventional, digital, and digitized radiography. *Braz Oral Res.*;20(2):114–9,2006.
65. Kudiyirickal MG, Ivancaková R. Early enamel lesion part I. Classification and detection. *Acta Medica.*;51(3):145–9, 2008.
66. Young DA, Novy BB, Zeller GG. The American Dental Association Caries Classification System for clinical practice a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc.* ; 146(2):79–86, 2015.
67. Lunder N, von der Fehrb FR. Approximal cavitation related to bite-wing image and caries activity in adolescents. *Caries Res.*;30(2):143–7,1996.
68. Hintze H, Wenzel A, Danielsen B. Reliability of visual examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiography, and reproducibility of direct visual examination following tooth separation for the identification of cavitated carious lesions in contacting approximal surfaces. *Caries Res.*;32(3):204–9, 1998.
69. Ferreira Zandoná A, Santiago E, Eckert GJ. The natural history of dental caries lesions. *J Dent Res.*;91(9):841–6, 2012.
70. Karlsson L, Tranaeus S. Supplementary methods for detection and quantification of dental caries. *J Laser Dent.*;16(1):8–16, 2008.
71. Goel A, Chawla H, Gauba K. Comparison of validity of DIAGNOdent with conventional methods for detection of occlusal caries in primary molars using the histological gold standard: An in vivo study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.*;27(4):227, 2009.
72. Amaechi BT. Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far. *J Appl Phys.*;105(10):102047, 2009.
73. Strassler HE, Sensi LG. Technology-enhanced caries detection and diagnosis. *Compend Contin Educ Dent.*;29(8):464–5, 2008.
74. Al Khateeb OS, Ten Cate JM, Angmar Månsson B, Quantification of formation and remineralization of artificial enamel lesions with a new portable fluorescence device. *Adv Dent Res.*;11(4):502–6,1997.
75. Neuhaus KW, Longbottom C, Ellwood R. Novel lesion detection aids. *Monogr Oral Sci.*;21:52–62,2009.

76. Tranæus S, Shi XQ, Angmar-Mansson B. Caries risk assessment: methods available to clinicians for caries detection. *Community Dent Oral Epidemiol.*;33(4):265–73,2005.
77. Ástvaldsdóttir Á, Holbrook WP, Tranæus S. Consistency of DIAGNOdent instruments for clinical assessment of fissure caries. *Acta Odontol Scand.*;62(4):193–8, 2004.
78. Costa AM, Paula LM de, Bezerra ACB. Use of diagnodentâ for diagnosis of non-cavitated occlusal dentin caries. *J Appl Oral Sci.*;16(1):18–23, 2008.
79. Korkut B, Arslantunalı D, Funda T. Diş çürüklerinin erken teşhisi ve teşhiste yeni yöntemler: QLF, Diagnodent, elektriksel iletkenlik ve ultrasonik sistem., *EÜ Dişhek Fak Derg.* 32(2):55-67, 2011
80. Tahmourespour A. Contemporary Approach to Dental Caries. Li M-Y, editor. *Contemporary approach to dental caries. InTech*; 271-288 , 2012.
81. Huysmans MC, Longbottom C, Hintze H. Surface-specific electrical occlusal caries diagnosis: reproducibility, correlation with histological lesion depth, and tooth type dependence. *Caries Res.*;32(5):330–6,1998.
82. Longbottom C, Huysmans M. Electrical measurements for use in caries clinical trials. *J Dent Res.* 2004;83:C76-9.
83. Çalışkan Yanıkoğlu F, Öztürk F, Hayran O. Detection of natural white spot caries lesions by an ultrasonic system. *Caries Res.*;34(3):225–32, 2000.
84. Benjamin RM. Oral health: the silent epidemic. *Public Health Rep.* 2010;125(2):158–9.
85. Jiz E, Ignacio J, Elizari Z. Minimal Intervention in Cariology -New devices for MI restorations. *J Minim Interv Dent J Minim Interv Dent.*;4(3), 2011.
86. Ericson D, Kidd E, McComb D. Minimally invasive dentistry-Concepts and techniques in cariology. *Oral Health Prev Dent.*;1(1):59–72, 2003.
87. Lata S, Varghese NO, Varughese JM. Remineralization potential of fluoride and amorphous calcium phosphate-casein phospho peptide on enamel lesions: An in vitro comparative evaluation. *J Conserv Dent.*;13(1):42–6, 2010.
88. Sheiham A, James WPT. Diet and dental caries. *J Dent Res.*;94(10):1341–7, 2015.

89. Baliga S, Muglikar S, Kale R. Salivary pH: A diagnostic biomarker. *J Indian Soc Periodontol.*;17(4):461–5, 2013.
90. de Almeida P, Gregio A, Machado M. Saliva composition and functions: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract.*;9(3), 2008.
91. Edgar WM, Higham SM. Role of saliva in caries models. *Adv Dent Res.*;9(3):235–8,1995.
92. Dreizen S, Mann AW, Cline JK. The buffer capacity of saliva as a measure of dental caries activity. *J Dent Res.*;25(4):213–22,1946.
93. Mandel ID. The role of saliva in maintaining oral homeostasis. *J Am Dent Assoc.*;119(2):298–304,1989.
94. Dowd FJ. Saliva and dental caries. *Dent Clin North Am.*;43(4):579–97,1999.
95. Edgar WM. Saliva and dental health. Clinical implications of saliva: report of a consensus meeting. *Br Dent J*;169(3–4):96–8,1990.
96. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: Normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent.*;85(2):162–9, 2001.
97. Mandel ID. The functions of saliva. *J Dent Res.*;66:623–7,1987.
98. Stephan RM, Miller BF. A quantitative method for evaluating physical and chemical agents which modify production of acids in bacterial plaques on human teeth. *J Dent Res.*;22(1):45–51,1943.
99. Hayes C. The effect of non-cariogenic sweeteners on the prevention of dental caries: a review of the evidence. *J Dent Educ.*;65(10):1106–9,2001.
100. Gupta P, Gupta N, Pawar AP. Role of sugar and sugar substitutes in dental caries: a review. *ISRN Dent.*,2013.
101. Hildebrandt GH, Sparks BS. Maintaining Mutans Streptococci suppression with xylitol chewing gum. *J Am Dent Assoc.*;131(7):909–16, 2000.
102. Harris NO, García-Godoy F, Nathe CN. Primary preventive dentistry. Pearson; 499 p, 2014.
103. Walsh TF, Unsal E, Davis LG. The effect of irrigation with chlorhexidine or saline on plaque vitality. *J Clin Periodontol.*;22(3):262–4, 1995.
104. Ten Cate JM. Current concepts on the theories of the mechanism of action of fluoride. *Acta Odontol Scand.*;57(6):325–9,1999.

105. Featherstone J. Dental caries: a dynamic disease process. *Aust Dent J.*;53(3):286–91, 2008.
106. Marsh PD, Bradshaw DJ. The effect of fluoride on the stability of oral bacterial communities in vitro. *J Dent Res.*;69(2):668–71,1990.
107. Chow LC. Tooth-bound fluoride and dental caries. *J Dent Res.*;69:595–600,1990.
108. Cury JA, Tenuta LMA. Enamel remineralization: Controlling the caries disease or treating early caries lesions? *Braz Oral Res .*;23(1):23–30, 2009.
109. Ten Cate JM. In vitro studies on the effects of fluoride on de- and remineralization. *J Dent Res.*;69(2):614–9,1990.
110. Dijkman A, Huizinga E, Ruben J. Remineralization of human enamel in situ after 3 months: the effect of not brushing versus the effect of an F dentifrice and an F-free dentifrice. *Caries Res.*;24(4):263–6,1990.
111. Aimutis WR. Bioactive properties of milk proteins with particular focus on anticariogenesis. *J Nutr.*;134(4):989–95, 2004.
112. Reynolds EC. Remineralization of enamel subsurface lesions by casein phosphopeptide-stabilized calcium phosphate solutions. *J Dent Res.*;76(9):1587–95,1997.
113. Ardu S, Castioni NV, Benbachir N. Minimally invasive treatment of white spot enamel lesions. *Quintessence Int.*;38(8):633–6,2007.
114. Reynolds EC. The prevention of sub-surface demineralization of bovine enamel and change in plaque composition by casein in an intra-oral model. *J Dent Res.*;66(6):1120–7,1987.
115. Reynolds EC, Cain CJ, Webber E. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. *J Dent Res.*;74(6):1272–9,1995.
116. Reynolds EC. Anticariogenic complexes of amorphous calcium phosphate stabilized by casein phosphopeptides: a review. *Spec Care Dentist.*;18(1):8–16,1998.
117. Schüpbach P, Neeser JR, Golliard M. Incorporation of Caseinoglycomacropeptide and Caseinophosphopeptide into the salivary

- pellicle inhibits adherence of Mutans Streptococci. *J Dent Res.*;75(10):1779–88,1996.
118. Rose RK. Binding characteristics of *Streptococcus mutans* for calcium and casein phosphopeptide. *Caries Res.*;34(5):427–31, 2000.
 119. Moslemi M, Fekrazad R, Tadayon N. Effects of ER,Cr:YSGG laser irradiation and fluoride treatment on acid resistance of the enamel. *Pediatr Dent.*;31(5):409–13, 2009.
 120. Bachmann L, Craievich AF, Zezell DM. Crystalline structure of dental enamel after Ho:YLF laser irradiation. *Arch Oral Biol.*;49(11):923–9, 2004.
 121. Subramaniam P, Pandey A. Effect of erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on surface micro-hardness of primary tooth enamel. *Eur J Dent.*;8(3):402–6, 2014.
 122. Liu Y, Hsu C-YS, Teo CMJ. Potential Mechanism for the Laser-Fluoride Effect on Enamel Demineralization. *J Dent Res.*;92(1):71–5, 2013.
 123. Olivi G, Genovese MD, Caprioglio C. Evidence-based dentistry on laser paediatric dentistry: review and outlook. *Eur J Paediatr Dent.*;10(1):29–40,2009.
 124. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.*;3(2):124–32, 2012.
 125. Robinson C, Brookes SJ, Kirkham J. In vitro studies of the penetration of adhesive resins into artificial caries-like lesions. *Caries Res.*;35(2):136–41,2001.
 126. Paris S, Lausch J, Selje T. Comparison of sealant and infiltrant penetration into pit and fissure caries lesions in vitro. *J Dent.*;42(4):432–8, 2014.
 127. Meyer-Lueckel H, Paris S. Progression of artificial enamel caries lesions after infiltration with experimental light curing resins. *Caries Res.*;42(2):117–24, 2008.
 128. Kugel G, Arsenault P, Papas A. Treatment modalities for caries management, including a new resin infiltration system. *Compend Contin Educ Dent.*;30(3:1):10-2, 2009.
 129. Paris S, Soviero VM, Schuch M. Pretreatment of natural caries lesions affects penetration depth of infiltrants in vitro. *Clin Oral Investig.*;17(9):2085–9, 2013.

130. Kielbassa AM, Muller J, Gernhardt CR. Closing the gap between oral hygiene and minimally invasive dentistry: a review on the resin infiltration technique of incipient (proximal) enamel lesions. *Quintessence Int.*;40(8):663–81, 2009.
131. Gugnani N, Pandit IK, Gupta M. Caries infiltration of noncavitated white spot lesions: A novel approach for immediate esthetic improvement. *Contemp Clin Dent.*;3(2):199-202, 2012.
132. Meyer-Lueckel H, Paris S, Kielbassa AM. Surface Layer Erosion of Natural Caries Lesions with Phosphoric and Hydrochloric Acid Gels in Preparation for Resin Infiltration. *Caries Res.*;41(3):223–30,2007.
133. Paris S, Meyer-Lueckel H, Kielbassa AM. Resin Infiltration of Natural Caries Lesions. *J Dent Res.*;86(7):662–6, 2007.
134. Zhou Y, Matin K, Shimada Y. Evaluation of resin infiltration on demineralized root surface: An in vitro study. *Dent Mater J.*; 36(2):195-204, 2017.
135. Li F, Liu X-Y, Zhang L. Ethanol-wet bonding technique may enhance the bonding performance of contemporary etch-and-rinse dental adhesives. *J Adhes Dent.*;14(2):113–20, 2012.
136. Paris S, Meyer-Lueckel H. Inhibition of Caries Progression by Resin Infiltration in situ. *Caries Res.*;44(1):47–54, 2010.
137. Convissar RA. Principles and Practice of Laser Dentistry. Elsevier Health Sciences; 2015.
138. Keller O. Light: The physics of the photon. NewYork, CRC Press, 2014.
139. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dent Clin North Am.*;48(4):751–70, 2004.
140. Gonçalves SE, de Araujo MA, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.*;17(2):77–85,1999.
141. Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg.*;17(4):165–9, 1999.
142. Lins RDAU, Dantas EM, Lucena KCR. Biostimulation effects of low-power laser in the repair process. *An Bras Dermatol.*;85(6):849–55,2010.
143. Hadley J, Young DA, Eversole LR. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. *J Am Dent Assoc.*;131(6):777–85, 2000.

144. Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater.*;17(4):340–6, 2001.
145. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.*;48(4):1017–59, 2004.
146. Kita T, Ishii K, Yoshikawa K. In vitro study on selective removal of bovine demineralized dentin using nanosecond pulsed laser at wavelengths around 5.8 μm for realizing less invasive treatment of dental caries. *Lasers Med Sci* .;30(3):961–7,2015.
147. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.*;20(1):32–8,1997.
148. Matsumoto K, Hossain M, Hossain MMI. Clinical Assessment of Er,Cr:YSGG Laser Application for Cavity Preparation. *J Clin Laser Med Surg.*;20(1):17–21,2002.
149. Türkün M, Türkün LS, Celik EU. Bactericidal effect of Er,Cr:YSGG laser on *Streptococcus mutans*. *Dent Mater J.*;25(1):81–6, 2006.
150. Evans DJ, Matthews S, Pitts NB. A clinical evaluation of an Erbium:YAG laser for dental cavity preparation. *Br Dent J.*;188(12):677–9, 2000.
151. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.*;9(4):338–44,1989.
152. Apel C, Meister J, Ioana RS. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *lasers Med Sci.*;17(4):246–52, 2002.
153. Keller U, Hibst R, Geurtsen W. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.*;26(8):649–56, 1998.
154. Visuri SR, Walsh JT, Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. *Lasers Surg Med.*;18(3):294–300,1996.
155. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J. Dentistry for the 21st century Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc.*;128(8):1080–7,1997.
156. Jamjoum H, Pearson GJ, McDonald A V. A comparative study of etching enamel by acid and laser. *Lasers Med Sci.*;10(1):37–42, 1995.
157. Steiner Oliveira C, Müller Ramalho K, Bello-Silva MS. The use of lasers in restorative dentistry: truths and myths. *Brazilian Dent Sci.*;15(3):3–15, 2012.

158. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.*;75(1):599–605,1996.
159. Santos CR, Tonetto MR, Presoto CD. Application of Er:YAG and Er, Cr:YSGG lasers in cavity preparation for dental tissues: a literature review. *World J Dent.*;3(4):340–3, 2012.
160. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*;122(6):649–56, 2002.
161. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med.*;35(1):51–7, 2004.
162. Aranha ACC, Eduardo CDP, Gutknecht N. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er,Cr:YSGG, Er:YAG laser and bur. *Microsc Res Tech.*;70(8):745–51, 2007.
163. He LB, Shao MY, Tan K. The effects of light on bleaching and tooth sensitivity during in-office vital bleaching: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.*;40(8):644–53, 2012.
164. Gwinnett AJ, Buonocore MG. Adhesives and caries prevention; a preliminary report. *Br Dent J.*;119:77–80,1965.
165. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. *Arch Oral Biol.*;12(12):1615–IN46, 1967.
166. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quintessence. 2005.
167. Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol.*;16(7):731–8,1971.
168. Jordan RE, Suzuki M, Davidson DF. Clinical evaluation of a universal dentin bonding resin: preserving dentition through new materials. *J Am Dent Assoc.*;124(11):71–6, 1993.
169. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol.*;13(1):61–70,1968.

170. Mulholland RD, DeShazer DO. The effect of acidic pretreatment solutions on the direct bonding of orthodontic brackets to enamel. *Angle Orthod.*; 38(3):236–43, 1968.
171. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* ;27(1):1–16, 2011.
172. Poole DF, Johnson NW. The effects of different demineralizing agents on human enamel surfaces studied by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol.* 12(12):1621–34, 1967.
173. Marshall GW, Olson LM, Lee CV. SEM investigation of the variability of enamel surfaces after simulated clinical acid etching for pit and fissure sealants. *J Dent Res.*;54(6):1222–31,1975.
174. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.*;9(5):373–87, 1975.
175. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;96(6):485–92,1989.
176. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;98(2):154–60,1990.
177. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent.* 1997 Jun;10(3):141–6.
178. Hobson RS, McCabe JF. Relationship between enamel etch characteristics and resin-enamel bond strength. *Br Dent J.*;192(8):463–8,2002.
179. Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Chicago Quintessence.;127,1998.
180. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent.*;27(7):523–30,1999.
181. Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent.* 21(2):59–62,1996.

182. Hemadri M, Saritha G, Rajasekhar V. Shear bond strength of repaired composites using surface treatments and repair materials: an in vitro study. *J Int oral Heal JIOH*. 6(6):22–5, 2014.
183. Celik C, Cehreli SB, Arhun N. Resin composite repair: Quantitative microleakage evaluation of resin-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments. *Eur J Dent*.;9(1):92–9,2015.
184. Cura M, González-González I, Fuentes V. Effect of surface treatment and aging on bond strength of composite resin onlays. *J Prosthet Dent*.;116(3):389–96, 2016.
185. Ozcan M, Alander P, Vallittu PK. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med*.;16(1):21–7, 2005.
186. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations – Criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater*.;29(1):28–50, 2013.
187. Blum I, Lynch C, Wilson N. Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clin Cosmet Investig Dent*.;6:81,2014.
188. Zogheib LV, Bona A Della, Kimpara ET. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J*.;22(1):45–50,2011.
189. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 1995 Sep 8;74(9):1591–6.
190. Magitot E. Treatise on dental caries. Boston, Houghton, Osgood Co. Translated:121,1878;.
191. Clarkson BH, Wefel JS, Miller I. A Model for producing caries-like lesions in enamel and dentin using oral bacteria in vitro. *J Dent Res*.;63(10):1186–9,1984.
192. Marquezan M, Corrêa FNP, Sanabe ME. Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Arch Oral Biol*.;54(12):1111–7, 2009.
193. Ten Cate JM, Duijsters PPE. Alternating Demineralization and Remineralization of Artificial Enamel Lesions. *Caries Res*.;16(3):201–10, 1982

194. Zhao IS, Mei ML, Li Q-L. Arresting simulated dentine caries with adjunctive application of silver nitrate solution and sodium fluoride varnish: an in vitro study. *Int Dent J* .;67(4):206–14, 2017.
195. Skucha-Nowak M, Gibas M, Tanasiewicz M. Natural and Controlled demineralization for study purposes in minimally invasive dentistry. *Adv Clin Exp Med*.;24(5):891–8, 2015.
196. Yu OY, Zhao IS, Mei ML. A Review of the common models used in mechanistic studies on demineralization-remineralization for cariology research. *Dent J* .;5(2):20, 2017.
197. Featherstone JD, Mellberg JR. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res*.;15(1):109–14, 1981.
198. Schemehorn BR, Orban JC, Wood GD. Remineralization by fluoride enhanced with calcium and phosphate ingredients. *J Clin Dent*.;10(1 Spec No):13–6, 1999.
199. Theuns HM, Jongebloed WL, Arends J. Birefringence and mineral content of the first stage of artificial carious lesion formation (a combined polarizing microscopic, microradiographic and scanning electron microscopic investigation). *J Biol Buccale*10 (3): 217–26,1982.
200. Belli R, Rahiotis C, Schubert EW. Wear and morphology of infiltrated white spot lesions. *J Dent*.;39(5):376–85, 2011.
201. Hoppenbrouwers PMM, Driessens FCM. The Effect of Lactic and Acetic Acid on the Formation of Artificial Caries Lesions. *J Dent Res*.;67(12):1466–7, 1988.
202. Ten Cate JM, Duijsters PP. Influence of fluoride in solution on tooth demineralization. I. Chemical data. *Caries Res*.;17(3):193–9, 1983.
203. Theuns HM, Driessens FC, van Dijk JW. Lesion formation in abraded human enamel. Influence of the gradient in solubility and the degree of saturation of buffer solutions on the lesion characteristics. *Caries Res*.;20(6):510–7,1986.
204. Mellberg JR. Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. *J Dent Res*.;71:913–9,1992.
205. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent*.;6(2):117–21,2004.

206. Amaechi BT, Higham SM, Edgar WM. Factors affecting the development of carious lesions in bovine teeth in vitro. *Arch Oral Biol.*;43(8):619–28,1998.
207. Ten Cate JM. Remineralization of Caries Lesions Extending into Dentin. *J Dent Res.* 80(5):1407–11, 2001.
208. Alagl A, Bedi S, Hassan K. Comparative study of the shear bond strength of composite resin bonded to enamel treated with acid etchant and erbium, chromium: Yttrium, scandium, gallium, garnet laser. *Indian J Dent Sci.* ;8(4):238, 2016.
209. Darvell BW. *Materials Science for Dentistry: Ninth Edition.* Woodhead Publishing; 2009.
210. White DJ. The application of in vitro models to research on demineralization and remineralization of the teeth. *Adv Dent Res.*;9(3):175–93,1995.
211. Nelson SJ. *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion.* Tenth edition, Amsterdam, Saunders/ Elsevier, 2015.
212. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A. Using extracted teeth for research. *J Am Dent Assoc.*;138(12):1599–603, 2007.
213. Humel MMC, Oliveira MT, Cavalli V. Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on bond strength to dentin. *Brazilian J Oral Sci.*;6(22):1402–6, 2016.
214. John M, Babu A, Gopinathan A. Incipient caries: an early intervention approach. *Int J Community Med Public Heal.*;2(1):10,2015.
215. Kim Y, Son HH, Yi K. The color change in artificial white spot lesions measured using a spectroradiometer. *Clin Oral Investig.*;17(1):139–46, 2013.
216. Yetkiner E, Wegehaupt F, Wiegand A. Colour improvement and stability of white spot lesions following infiltration, micro-abrasion, or fluoride treatments in vitro. *Eur J Orthod.*;36(5):595–602, 2014.
217. Martignon S, Ekstrand KR, Gomez J. Infiltrating/Sealing Proximal Caries Lesions: A 3-year Randomized Clinical Trial. *J Dent Res.*;91(3):288–92, 2012.
218. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives., *Biomaterials*, Vol. 28: 3757–85, 2007.

219. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.*;18(3):269–75, 2002.
220. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations., *Journal of Dentistry* Vol. 27: 89–99, 1999.
221. Swift EJ, Cloe BC, Boyer DB. Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent.* 1994;7(4):200–2.
222. Shawkat ES, Shortall AC, Addison O. Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater.*; 25(11): 1338–46, 2009.
223. Rahiotis C, Zinelis S, Eliades G. Setting characteristics of a resin infiltration system for incipient caries treatment. *J Dent.*;43(6):715–9, 2015.
224. Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res.*;84(8):725–9, 2005.
225. Lee TY, Guymon CA, Jönsson ES. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth)acrylates photopolymerization. *Polymer (Guildf).*;45(18):6155–62, 2004.
226. Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J. Interfacial layer characterization in dental composite. *J Oral Rehabil.*;30(1):74–7, 2003.
227. El-Askary FS, Fawzy AS, Abd Elmohsen HM. Tensile bond strength of immediately repaired anterior microfine hybrid restorative composite using nontrimmed hourglass specimens. *J Adhes Dent.*;11(1):41–7, 2009.
228. Kim JS, Choi YH, Cho BH. Effect of light-cure time of adhesive resin on the thickness of the oxygen-inhibited layer and the microtensile bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.*;78(1):115–23, 2006.
229. Söderholm KM, Roberts MJ. Variables influencing the repair strength of dental composites. *Eur J Oral Sci.*;99(2):173–80, 1991.
230. Nassoohi N, Kazemi H, Sadaghiani M. Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites. *Dent Res J (Isfahan).*;12(6):554–61, 2015.
231. Joulaei M, Bahari M, Ahmadi A. Effect of different surface treatments on repair micro-shear bond strength of silica- and zirconia-filled composite resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.*;6(4):131–7, 2012.

232. Bonstein T, Garlapo D, Donarummo J, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent.*;7(1):41–9, 2005.
233. Swift EJ, LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater.*;8(6):362–5,1992.
234. Özcan M, Allahbeickaraghi A, DüNDAR M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: A review. *Clinical Oral Investigations.*, Vol. 16: 15–23, 2012.
235. Loomans BAC, Mine A, Roeters FJM. Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. *Dent Mater.*;26(7):643–9, 2010.
236. Szepe S, Gerhardt T, Gockel H-W. In vitro dentinal surface reaction of 9.5% buffered hydrofluoric acid in repair of ceramic restorations: A scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent.*;83(6):668–74,2000.
237. Pioch T, Jakob H, Garci F. Surface characteristics of dentin experimentally exposed to hydrofluoric acid. *Eur J Oral Sci.*;111(4):359–64, 2003.
238. Hjortsjö C, Jonski G, Thrane PS. The effects of acidic fluoride solutions on early enamel erosion in vivo. *Caries Res.*;43(2):126–3, 2009.
239. Hjortsjö C, Jonski G, Thrane PS. Effect of stannous fluoride and dilute hydrofluoric acid on early enamel erosion over time in vivo. *Caries Res.*;43(6):449–54, 2009.
240. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J.*;33(1):79–85, 2014.
241. Hibst R. Lasers for Caries Removal and Cavity Preparation: State of the Art and Future Directions. *J Oral Laser Appl.*;2(4):203–12, 2002.
242. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.*;19(6):297–303, 2001.
243. Bektas-Özel Ö, Eren D, Siso SH. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci.*;27(4):723–8,2012.
244. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ. 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, 2010.

245. Ramalho KM, Hsu C-YS, de Freitas PM. Erbium Lasers for the Prevention of Enamel and Dentin Demineralization: A Literature Review. *Photomed Laser Surg.*;33(6):301–19, 2015.
246. Karandish M. The efficiency of laser application on the enamel surface: a systematic review. *J lasers Med Sci.*;5(3):108–14, 2014.
247. Apel C, Gutknecht N. Bond strength of composites on Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-irradiated enamel, *International Society for Optics and Photonics*;. p. 197–200, 1999.
248. Hicks MJ, Silverstone LM. Internal morphology of surface zones from acid-etched caries-like lesions: a scanning electron microscopic study. *J Dent Res.*;64(11):1296–301,1985.
249. Flaitz CM, Hicks MJ. Role of the acid-etch technique in remineralization of caries-like lesions of enamel: a polarized light and scanning electron microscopic study. *ASDC J Dent Child.*;61(1):21–8, 1994.
250. Johansson B. Remineralization of Slightly Etched Enamel. *J Dent Res.*;44(1):64–70,1965.
251. Gray GB, Shellis P. Infiltration of resin into white spot caries-like lesions of enamel: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*;10(1):27–32, 2002.
252. Paris S, Dörfer CE, Meyer-Lueckel H. Surface conditioning of natural enamel caries lesions in deciduous teeth in preparation for resin infiltration. *J Dent.*;38(1):65–71,2010.
253. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.*;16(3):265–73,1982.
254. Muñoz MA, Luque I, Hass V. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.*;41(5):404–11, 2013.
255. Burrow MF, Thomas D, Swain M V. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials.*;25(20):5031–5, 2004.
256. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.*;26(2):e78-93, 2010.

257. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR. Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent.*;17(4):305–11, 2014.
258. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials.*, Amsterdam, Elsevier/Mosby; 2012.
259. Attin R, Stawarczyk B, Keçik D. Shear bond strength of brackets to demineralize enamel after different pretreatment methods. *Angle Orthod.*;82(1):56–61, 2012.
260. Vitale MC, Zaffe D, Botticell AR. Diode laser irradiation and fluoride uptake in human teeth. *Eur Arch Paediatr Dent.*;12(2):90–2, 2011.
261. Bharti M, Nagar P, Singh P. Effect of Laser and Fluoride Application for Remineralization of the Carious Lesion: A Polarized Microscopic Study. *Int J Contemp Med Res ISSN.*;83(2):489-492, 2015.
262. Askar H, Lausch J, Dörfer CE. Penetration of micro-filled infiltrant resins into artificial caries lesions. *J Dent.*;43(7):832–8, 2015.
263. Kalender B. Yapay çürük lezyonlarının yüzeyel tabakasının uzaklaştırılmasında Er,Cr:YSGG lazer kullanımının rezin infiltrantın penetrasyon derinliğine etkisi, Uzmanlık tezi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 2016.
264. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* Feb;24(4):655–65, 2003.
265. Mirzaei M, Yasini E, Tavakoli A. Effect of different powers of Er,Cr:YSGG laser treatment on surface morphology of microhybride composite resin: scanning electron microscope (SEM) avaluation. *J Lasers Med Sci.*;6(2):62–6, 2015.
266. Etemadi A, Shahabi S, Chiniforush N. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of composite surface irradiated by different powers of Er:YAG laser. *J Lasers Med Sci.*;6(2):80–4, 2015.
267. Berk N, Basaran G, Ozer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod.*;30(2):183–9, 2008.

268. Ahmadizenouz G, Esmaili B, Taghvaei A. Effect of different surface treatments on the shear bond strength of nanofilled composite repairs. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.;10(1):9–16, 2016.

