

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BRAKET ALTINDA OLUŞAN MİKROSIZINTININ DÖRT FARKLI BONDİNG  
TEKNİĞİNDE TERMAL SIKLUS VE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ YÖNTEMLERİ  
İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Ufuk OK**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Programı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ**

**HAZİRAN 2017**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BRAKET ALTINDA OLUŞAN MİKROSIZINTININ DÖRT FARKLI BONDİNG  
TEKNIĞİNDE TERMAL SIKLUS VE ÇİGNEME SİMÜLATÖRÜ YÖNTEMLERİ  
İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Ufuk OK  
130106111**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Ortodonti Programı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ**

**HAZİRAN 2017**



## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; bu süreçte bilgi ve birikimlerini benden esirgemeyen, farklı bakış açılarıyla ufkumun genişlemesini sağlayan değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ'a,

Doktora eğitimimde her türlü bilgi ve birikimini bizlerle paylaşan, her konuda bana yardımcı olan sevgili Uzm. Dr. Hilal YILANCI'ya,

Eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan, tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan sayın Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU'na,

Doktora tezim sürecinde emeğini esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ hocama,

Bugünlere gelmem için lisans eğitimim boyunca doktoranın önemini bana aşıl原因; sonrasında varlığını her zaman bana hissettiren Süleyman Demirel Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Uğur Burak TEMEL'e,

Tanıştığımız günden itibaren bana her zaman destek olan, ileriye taşıyan; sevgisini ve varlığını daima hissettiren, eşim Gökçen OK'a,

Doğduğum ilk saniyeden bu yana beni kendinden çok düşünen, büyüten, bana sevgi ve iyiliği aşıl原因 çok sevdiğim anneannem Servet AŞÇIOĞLU'na,

İçtenlikle minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

HAZİRAN 2017

Ufuk OK  
Diş Hekimi

## **BEYAN**

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamada etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.



Ufuk OK

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR .....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
BEYAN.....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
TABLOLİSTESİ .....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY .....	xii
<b>1. GİRİŞ ve AMAÇ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>4</b>
<b>2.1 Minede Adezyon .....</b>	<b>4</b>
<b>2.2 Minede Pürüzlendirme .....</b>	<b>5</b>
2.2.1 Asitle pürüzlendirme tekniği .....	5
2.2.2 Air-abrazyon ile pürüzlendirme tekniği.....	6
2.2.3 Lazerle pürüzlendirme yöntemi .....	7
2.2.3.1 CO <sub>2</sub> lazer .....	7
2.2.3.2 Nd:YAG lazer .....	8
2.2.3.3 Er:YAG lazer .....	9
2.2.3.4 Er,Cr:YSGG lazer .....	10
2.2.4 Self etch adevizler.....	11
<b>2.3 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri .....</b>	<b>11</b>
2.3.1 Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi.....	12
2.3.2 Bekletme ile yaşlandırma yöntemi .....	12
2.3.3 Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi .....	13
2.3.4 Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi .....	13
<b>2.4 Mikrosızıntı Ölçüm Metodları .....</b>	<b>16</b>
2.4.1 Boyar madde penetrasyon testleri.....	16
2.4.2 Radyoizotopların kullanılması .....	17
2.4.3 Kimyasal ajanların kullanılması .....	17
2.4.4 Bakteriyel yöntemler.....	18
2.4.5 Hava basıncı yöntemi.....	18
2.4.6 Nötron aktivasyon analizi .....	19
2.4.7 Elektrokimyasal yöntemler .....	19
2.4.8 Mikroskobik inceleme yöntemleri .....	19
2.4.8.1 Tarama elektron mikroskobu (SEM) .....	19
2.4.8.2 Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu (CLSM) .....	20
2.4.9 Mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi.....	21
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>22</b>
<b>3.1 Çalışmada Kullanılan Dişler ve Gruplandırma .....</b>	<b>22</b>
<b>3.2 Mine Yüzeyinin Hazırlanma Süreci.....</b>	<b>24</b>
3.2.1 Asitle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması.....	24
3.2.2 Self etch adeziv kullanılan örneklerin hazırlanması .....	24

3.2.3 Lazer ile pürüzlendirme yapılan örneklerin hazırlanması .....	25
3.2.3.1 Er:YAG lazer temassız mod grubunun hazırlanması.....	25
3.2.3.2 X-Runner başlığı kullanılan örneklerin hazırlanması .....	27
<b>3.3 Braketlerin Yapıştırılması .....</b>	<b>28</b>
<b>3.4 Elde Edilen Örneklerin Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması.....</b>	<b>30</b>
<b>3.5 Örneklerin Termal Siklus Isısal Döngü İşlemiyle Yaşlandırılması .....</b>	<b>33</b>
<b>3.6 Örneklerin İncelemeye Hazırlanması.....</b>	<b>34</b>
<b>3.7 Örneklerin İncelenmesi ve Mikrosızıntı Ölçümleri .....</b>	<b>34</b>
<b>3.8 Bulguların İstatistiksel Değerlendirilmesi.....</b>	<b>35</b>
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>36</b>
<b>4.1 Braket-Adeziv ve Mine-Adeziv Tüm Örneklerin Karşılaştırılması .....</b>	<b>36</b>
<b>4.2 Yalnızca Termal Siklusla Yaşlandırılan Örneklerin Değerlendirilmesi ...</b>	<b>36</b>
<b>4.3 Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklusla Yaşlandırılan Örneklerin</b>	
<b>Değerlendirilmesi.....</b>	<b>37</b>
<b>4.4 Asit ile Pürüzlendirilen Grupların Karşılaştırılması.....</b>	<b>38</b>
<b>4.5 Self Etch ile Hazırlanan Grupların Karşılaştırılması .....</b>	<b>39</b>
<b>4.6 Er:YAG Lazer ile Hazırlanan Grupların Karşılaştırılması.....</b>	<b>40</b>
<b>4.7 X-Runner Lazer Başlığı Kullanılarak Hazırlanan Grupların</b>	
<b>Karşılaştırılması .....</b>	<b>40</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>42</b>
<b>5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması .....</b>	<b>42</b>
<b>5.2 Bulguların Tartışılması .....</b>	<b>48</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>52</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>53</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>67</b>

## KISALTMALAR LİSTESİ

<b>°C:</b>	Santigrat (Celsius)
<b>Bis-EMA:</b>	Etoksilat bisfenol A glikol dimetakrilat
<b>BİS-GMA:</b>	Bisfenol glisidil metakrilat
<b>Bis-GMA:</b>	Bisfenol-a ve metakrilat anhidrid
<b>BPDM:</b>	Bifenil dimetakrilat
<b>Ca(OH)2:</b>	Kalsiyum Hidroksit
<b>Ca10(PO4)6(OH)2:</b>	Hidroksiapatit
<b>Cl:</b>	Klor
<b>cm:</b>	Santimetre
<b>cm<sup>2</sup>:</b>	Santimetrekaire
<b>CO<sub>2</sub>:</b>	Karbondioksit
<b>CW:</b>	Sürekli dalga
<b>dk:</b>	Dakika
<b>Er,Cr:YSGG:</b>	Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum Skandyum Galliyum Garnet
<b>Er:YAG:</b>	Erbiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet
<b>FDA:</b>	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
<b>HEMA:</b>	Hidroksietilmetakrilat
<b>He-Ne:</b>	Helyum-Neon
<b>Ho:YAG:</b>	Holmiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet
<b>Hz:</b>	Hertz
<b>J:</b>	Joule
<b>kg:</b>	Kilogram
<b>LED:</b>	Light Emitting Diode
<b>Max:</b>	Maksimum
<b>Med</b>	Median
<b>mj:</b>	Milijoule
<b>mm:</b>	Milimetre
<b>MMA:</b>	Metil metakrilat
<b>Min:</b>	Minimum
<b>N:</b>	Newton
<b>Na:</b>	Sodyum
<b>Nd:YAG:</b>	Neodmiyum:Yitriyum-Alüminyum-Garnet
<b>Ni-Ti:</b>	Nikel titanyum
<b>nm:</b>	Nanometre
<b>NPG-GMA:</b>	N-fenilglisin glisidil metakrilat
<b>NTG-GMA:</b>	N-tolilglisin Glisidil Metakrilat
<b>PENTA:</b>	Dipentaeritritol penta akrilat monofosfat
<b>PMDM:</b>	Piromellitik asit dimetilmetakrilat
<b>SEM:</b>	Taramalı elektronmikroskobu
<b>SiC:</b>	Silisyum karbür
<b>sn:</b>	Saniye



<b>TBB:</b>	Tributilboran
<b>TEG-DMA:</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TEM:</b>	Geçirmeli elektron mikroskobu
<b>TMPTMA:</b>	Trimetilolpropan trimetakrilat
<b>UDMA:</b>	Ürethan dimetakrilat
<b>UV:</b>	Ultraviyole
<b>W:</b>	Watt
<b>µm:</b>	Mikrometre



## TABLO LİSTESİ

	<b><u>Sayfa</u></b>
<b>Tablo 2.1</b> Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayısı ve uygulanan kuvvet değerleri.....	15
<b>Tablo 3.1</b> Çalışmanın gruplandırılması.....	22
<b>Tablo 4.1</b> Tüm gruplar braket-adeziv ve mine-adeziv arası karşılaştırma.....	36
<b>Tablo 4.2</b> Termal siklus ile yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılması. ....	37
<b>Tablo 4.3</b> Çiğneme Simülatörü kullanılarak termal siklusla birlikte yaşlandırılan örneklerden elde edilen verilerin değerlendirilmesi. ....	38
<b>Tablo 4.4</b> Asit ile pürüzlendirilen grupların karşılaştırılması. ....	39
<b>Tablo 4.5</b> Self Etch ile hazırlanan grupların karşılaştırılması. ....	39
<b>Tablo 4.6</b> Er:YAG lazer ile hazırlanan grupların karşılaştırılması. ....	40
<b>Tablo 4.7</b> X-Runner lazer ile hazırlanan grupların karşılaştırılması. ....	41

## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 3.1 : Distile su ve kullanılan pomza .....	23
Şekil 3.2 : Scaler ve pomza yardımı ile diş üzerindeki eklentilerin temizlenmesi. ....	23
Şekil 3.3 : Liquid etchant, (Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, A.B.D.) ....	24
Şekil 3.4 : 3M ESPE Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch Adhesive (3M ESPE, St Paul, A.B.D.).....	25
Şekil 3.5 : Kullanılan kalibrasyon cihazı ve formu.....	25
Şekil 3.6: Er:YAG lazer cihazı H02-N temassız(non-kontakt) el aleti 90° açılı 0.9 mm nokta çapı hava ve su soğutmalı (Lightwalker, Fotona).....	26
Şekil 3.7 : Er:YAG lazer cihazı temassız mod kullanım parametreleri.....	26
Şekil 3.8 : Er:YAG lazer ile mine yüzeyinin hazırlanması.....	26
Şekil 3.9 : X-Runner başlığı SX02-H (Light Walker, Fotona, Slovenya).....	27
Şekil 3.10 : X-Runner başlığı kullanılan örneklerde lazer parametreleri.....	27
Şekil 3.11 : X-Runner lazer başlığının kullanımı için hazırlanan platform.....	28
Şekil 3.12 : X-Runner lazerin dişler üzerinde görünümü.....	28
Şekil 3.13 : Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.).....	29
Şekil 3.14 : Amerikan orthodontic mini master series Roth (American Orthodontics Product, Washington, A.B.D.).....	29
Şekil 3.15 : Transbond™ XT light cure adesive paste 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.).....	30
Şekil 3.16 : Çalışmada kullanılan VALO ışık kaynağı (Ultradent Products Inc., South Jordan A.B.D.).....	30
Şekil 3.17 : VALO kullanım şeması.....	30
Şekil 3.18 : Otopolimerizan silikonun (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya) periodonsiyumu simüle etmesi amacıyla dişlerin köklerinin kaplanması.....	31
Şekil 3.19 : Otopolimerizan akrilik (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya).....	31
Şekil 3.20 : Dişlerin çiğneme simülatörü için akrilik içine gömülmesi.....	31
Şekil 3.21 : Çiğneme simülatörü için hazırlanan örnekler.....	32
Şekil 3.22 : Akrilik blokların çiğneme simülatöründe konumlandırılması.....	32
Şekil 3.23 : Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya).....	32
Şekil 3.24 : Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler.....	33
Şekil 3.25 : Termal siklus cihazı.....	33
Şekil 3.26 : Hassas kesim cihazı ve kesimde kullanılan elmas disk.....	34
Şekil 3.27 : Stereo mikroskop ve Photonic PL2000 fotoğraflama cihazı.....	35
Şekil 3.28 : Kameram (sürüm: 2.8.5.0) programı ile yapılan ölçümler.....	35

# BRAKET ALTINDA OLUŞAN MİKROSIZINTININ DÖRT FARKLI BONDİNG TEKNİĞİNDE TERMAL SIKLUS VE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

## ÖZET

Braket yapıştırılmasında adeziv polimerizasyonuna bağlı meydana gelen büzülmeyle ortaya çıkan mikrosızıntı, braket ve diş arasında bağlantının zayıflamasına ve bakteri penetrasyonuna sebep olmaktadır. Büzülme bölgesinde artan mikrosızıntı, dekalsifikasyonlara, mine renklenmelerine, korozyonlara ve sekonder çürüklere sebebiyet vermektedir. Dişler üzerine yapıştırılan braketler çiğneme kuvvetleri etkisine maruz kalırken kullanılan yapıştırıcılar, ağız ortamındaki termal değişikliklerden etkilenmektedir. Aynı zamanda çiğneme kuvvetleri doğrudan braket ve yapıştırıcıya ya da braket slotundan geçen ark teli ile dişe iletilmektedir. Çiğneme kuvvetleri ile adeziv üzerinde yapısal bozulmalar meydana gelebilmektedir. Oluşan bu mikroçatlaklardan ağız sıvılarının penetrasyonunun oluştuğunu ortaya koyan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmada iki farklı lazer yönteminin asit etch ve self etch yöntemleriyle karşılaştırmalı olarak mikrosızıntı miktarına etkinliği değerlendirilmiştir.

Çalışmada 160 adet çekilmiş dişe ait mine yüzeyi asitle pürüzlendirme, self etch, Er:YAG lazer ve X-Runner başlığı kullanılarak pürüzlendirilmiştir. Örneklere braket yapıştırıldıktan sonra, 0.016X0.022 inch nikel titanyum tel ligatüre edilmiş, örnekler otopolimerizan akrilik bloklar içine gömülmüş ve insan dokusundaki periodontal ligament taklit edilerek çiğneme simülatörü ve termal siklüs yöntemleriyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Her bir örnek için oklüzal ve gingival kısımlardan mine-adeziv ve adeziv-braket arası mikrosızıntı milimetrik ölçümlerle kaydedilmiştir. Elde edilen verilerin median değerleri ve ortalamaları Kruskal Wallis ve Mann Withney U istatistiksel analizleriye  $p<0.05$  olarak değerlendirilmiştir. Çiğneme simülatörü kullanılan örneklerin gingival kısımlarında mine-adeziv arasında ölçülen mikrosızıntı istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Örneklerin yarısı sadece termal siklusta, diğer yarısı hem termal siklüs hem de çiğneme simülatöründe yaşlandırılmıştır. Termal siklüs ve çiğneme simülatörü ile yaşlandırılan grupta mikrosızıntı değerleri daha yüksek bulunmuştur. Ağız koşullarının doğru simülasyonu laboratuvar testlerinde adeziv malzemelerin performansını daha iyi değerlendirmek ve anlamak açısından önemlidir.

**Anahtar kelimeler:** Er:YAG lazer, X-Runner, termal siklüs, çiğneme simülatörü, lazerle bonding, mikrosızıntı

# EVALUATION OF THE MICROLEAKAGE UNDER ORTHODONTIC BRACKETS BONDED WITH FOUR DIFFERENT BONDING TECHNIQUES AND AGED WITH THERMAL CYCLUS AND CHEWING SIMULATION PROTOCOLS

## SUMMARY

The microleakage caused by the shrinkage of the adhesive related to the polymerization reaction causes weakening of the connection between the bracket and the tooth surface and leads to the penetration of bacteria. Increased microleakage in the shrinkage zone causes also decalcification, enamel coloring, corrosion and secondary decays. The adhesives used to bond brackets are subjected to the chewing forces and their physical integrity is affected by the thermal changes in the mouth environment. Chewing forces are transmitted directly to the teeth or indirectly through brackets and adhesives or the arch wire. Structural deterioration may occur on the adhesive because of the chewing forces. There are studies showing that these microcracks allow penetration of the oral fluids. In the present study, the efficiency on microleakage of acid etch, self etch and two different laser methods was evaluated in comparison.

In our study, the enamel surface of 160 extracted teeth was etched with acid, self etch adhesives, Er:YAG laser and X-Runner handpiece applications. After bonding the brackets to the specimens, 0.016X0.022 inch nickel titanium arch wire was ligatured, samples were embedded in autopolymerizing acrylic blocks with imitated periodontal ligament. The specimens were aged with either chewing simulator and thermal cycling or only thermal cycling procedures.

Microleakage amount in millimeters between enamel-adhesive and adhesive-bracket surfaces was recorded for occlusal and gingival sections in each specimen. The median and mean values of microleakage were evaluated with Kruskal Wallis and Mann Withney tests respectively, ( $p < 0.05$ ). Microleakage measured in the gingival part of enamel and adhesive surfaces of the samples aged with chewing simulator was significantly higher.

The half of the samples was aged with chewing simulator and thermal cycling procedures while the other half was aged only with thermal cycling. The microleakage values were found to be higher in samples aged with chewing simulator and thermal cycling procedures. The correct simulation of the oral conditions can be crucial to assess and understand the performance of the adhesive materials in laboratory tests.

**Key words:** Er:YAG laser, X-Runner, thermal cycling, chewing simulator, aging procedure, laser bonding, orthodontic bonding adhesives, microleakage.

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

Mikrosızıntı, bakterilerin, ağız sıvılarının, moleküllerin ve iyonların braket ile mine yüzeyine uygulanan adeziv materyalin arasındaki geçişi olarak tanımlanmaktadır [1]. Diş ve braket arasındaki yapıştırıcı kompozitin; kompozit-diş ve kompozit-braket arasındaki sızıntının engellenmesi, braket simantasyonun başarısı ve klinik ömrü açısından büyük önem taşımaktadır. İdeal bir adeziv materyali mine duvarlarına iyice adapte olabilmeli ve iyi yalıtım sağlamalıdır [2]. Yetersiz yalıtım sonucunda oluşan kenar aralığı, plak birikimine, bakteri ve toksinlerinin geçişine, yani mikrosızıntıya sebep olacak ve bunun sonucunda kenar renklemesi, sekonder çürük gibi istenmeyen durumlara neden olabilecektir [3, 4].

Mikrosızıntı açısından adeziv materyallerin fiziksel özellikleri önemli bir parametredir. Polimer yapılı adeziv materyallerin sertleşmesi sırasında görülen polimerizasyon büzülmesi, adeziv materyal ile diş-braket arasındaki ısı genleşme katsayısındaki farklılık ve adeziv materyalinin su absorpsiyonu klinik başarıyı etkileyen faktörler olarak bildirilmiştir [5]. Kompozit materyallerde tüm polimerlerde olduğu gibi monomerin polimer zincirinde dönüşürken %1,5-3 arasında değişebilen hacimsel bir büzülme beklenir [5, 6].

Fosforik asit ile pürüzlendirme bonding resinleri ve ortodontik ataşmanları yapıştırmak için diş minesini hazırlamada sıklıkla kullanılan bir yöntemdir [7, 8]. Ancak mine yüzeyinde dekalsifikasyon meydana gelmesi özellikle ağız hijyeni kötü bireyler için potansiyel bir dezavantajdır [9, 10]. Buna karşı, dekalsifikasyon riskini ortadan kaldıracak ve klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanım sağlayacak yeni yöntemler ve materyaller araştırılmaktadır. Bu yöntemlerden bir tanesi, konditioner ve primer ajanlarının aynı solüsyonda olduğu asidik primerdir [11]. Bu adeziv sistemler kabul edilebilir klinik adezyon değerlerine ulaşmaktadır ve ayrıca daha hızlı ve daha basit uygulama avantajına sahiptir [11]. Zaman tasarrufu sağlamanın yanı sıra, yapıştırma işleminde daha az adım, tükürük ve su kontaminasyonu gibi daha az hataya neden olur.

Son zamanlarda, mine yüzeyini pürüzlendirmek için lazer uygulamaları alternatif bir

yöntem olarak kabul edilmektedir [12]. Maiman, lazeri 1960' da uygulamaya başladıktan sonra, karbondioksit (CO<sub>2</sub>) ve neodmiyum: yitrium alüminyum garnet (Nd:YAG) gibi çeşitli lazerler diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır [13]. İlk lazerler özellikle periodontolojide yumuşak doku girişimleri için uygun bulunmuştur. Bununla birlikte, bu lazerler diş sert dokularına uygulandığında belirgin termal hasara neden olmuş, sert doku müdahaleleri için uygun olmadıkları gözlemlenmiştir [14]. Erbiyum: yitrium alüminyum garnet (Er:YAG) lazer ve daha yakın zamanlarda, erbiyum, krom: yitrium skandiyum galyum garnet (Er,Cr:YSGG) lazerin hem yumuşak, hem de sert dokularda minimal termal yan etkiler oluşturarak dokuda ablyasyon gerçekleştirdikleri rapor edilmiştir [15]. Bu lazerler hem su hem de hidroksiapatitte etkili olduğu için mine ve dentinde etkili olabilmektedirler. Histolojik çalışmalar, erbiyum lazer uygulanan diş sert dokusunda minimal pulpal inflamatuvar yanıt gerçekleştiğini ortaya koymuştur [15].

Asit ile pürüzlendirme yöntemindeki suyla yıkama ve hava ile kurutma işlemlerine lazerle aşındırma sırasında gerek duyulmadığı için prosedür hataları azaltılabilir ve zaman kazanılabilir [16]. Bu avantajlar ışığında Er,Cr:YSGG lazerin ortodontide pürüzlendirme için kullanıma uygun bir teknik olduğu düşünülebilir.

Adeziv materyalin polimerizasyon büzülmesinden dolayı, materyal ile mine yüzeyi arasında mikrosızıntıya neden olan mikroboşluklar, ayrıca mikrobiyal geçişe neden olabilmektedir. Buna bağlı olarak braket yüzeyinin çevresinde ve altında mine dekalsifikasyonuna bağlı beyaz nokta lezyonları oluşabilmektedir [12, 17, 18]. Ortodontik tedavi sırasında dişlerin labial yüzeylerinin demineralize olması klinik bir sorundur [19, 20]. O'Reilly ve Featherstone sabit ortodontik apareylerin etrafında ölçülebilir dekalsifikasyon alanlarını sadece 1 ay sonra gözlemiş; minede demineralizasyon ve beyaz nokta oluşumunu, yüzeydeki veya yüzey altı minede mineral kaybı nedeniyle oluştuğunu rapor etmişlerdir [21].

Yüksek gerilme kuvvetinin altındaki stres değerleri, kompozitte fiziksel değişikliklere neden olabilmektedir. Kompozit uzun süre döngüsel strese maruz kalındığında, yapısında mikroskobik çatlaklar gelişecek ve bu durum yorulma başarısızlığını oluşturacaktır. Dolayısıyla, dental adeziv materyaller statik ya da dinamik olarak yorulma başarısızlığı sergileyebilirler. Bu durum yüklemenin ya da rezidüel stresin doğasına bağlı olarak değişecektir. Ancak her iki durumda da başarısızlık, katastrofik kırılmanın oluşumuna kadar devam eden bir çatlak olarak başlamaktadır [22].

Yorulma dayanıklılığının yüksek olmasının dental materyaller açısından önemi, adeziv materyallerinin uzun süreli dayanım gösterebilmesi ve klinik performanslarını uzun süre devam ettirebilmesidir. Çiğneme kuvvetlerine maruz kalan dental restorasyonların, yorulmaya ait özelliklerinin bilinmesi, bu açıdan önemlidir. Ayrıca materyalin bulunduğu ortam da yorulma özelliklerinin belirlenmesinde oldukça önemlidir [23]. Nem, biyolojik maddeler, tükürük ve pH değişiklikleri yorulma özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu nedenle, restoratif materyaller, *in vitro* olarak bu özelliklerin oluşturulabildiği ortamlarda test edilirse, yorulmaya ait veriler daha anlamlı olacaktır.

Sonuç olarak, mine yüzeylerinin farklı yöntemler ile pürüzlendirilmesi fikri, konvansiyonel asitle pürüzlendirme yönteminin potansiyel dezavantajları nedeniyle ilgi çekmiştir. Asit ile demineralizasyon işlemi, özellikle rezin penetrasyonunun yetersiz ya da zayıf olması durumunda mine yüzeylerini çürüğe daha eğilimli hale getirmektedir. Ayrıca, teknik hassasiyet gerektirmesi ve izolasyon problemleri gibi dezavantajlarının yanı sıra işlemin zaman alması araştırmacıların minenin yüzey enerjisini artıracak farklı yöntemler üzerine yoğunlaşmasına yol açmıştır. Ancak, şimdiye kadar yapılan çalışmalarda bu geleneksel yöntemin yerini alabilecek alternatif uygulamalarla ilgili olarak çelişkili sonuçlar ortaya konmuştur.

Güncel literatür taramasına göre, braket altında gelişen mikrosızıntı üzerine farklı pürüzlendirme metotlarının çiğneme simülatörü ile araştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızın amacı rutin olarak kullanılan iki farklı mine yüzeyi pürüzlendirme metodu olan asit etch ve self etch tekniklerini, Er:YAG lazerin manuel tarama modu ve X-Runner (dijital ayarlanabilir tarama başlığı) başlığı kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin mikrosızıntı miktarlarının karşılaştırılmasıdır. Hazırlanan örneklerin yarısı sadece termal siklus, diğer yarısı termal siklus ve çiğneme simülatörü kullanılarak yaşlandırılmış, bu sayede *in vitro* şartların etkileri de değerlendirilmiştir.



## 2. GENEL BİLGİLER

Sabit ortodontik tedavide en önemli problemlerden biri braketin kopmasıdır. Braket kayıpları maliyet, koltukta geçirilen zaman ve tedavi süresi açısından hekim ve hastaya fazladan sorumluluk yüklemektedir. Braket kayıplarında yapıştırıcının mineye adezyonu önemli bir faktördür. Adezyon için doğru materyalin ve tekniğin seçilmemesi, gereken hassasiyetin gösterilmemesi, braket altındaki mikrosızıntının artması ve bağlanma dayanımının azalması gibi birtakım problemlere sebep olmaktadır.

### 2.1 Minede Adezyon

Adezyon iki farklı maddenin-yapının adeziv/siman ile birbirine bağlanmasıdır. Diş hekimliğinde adezyon pek çok alanda görülür. Restorasyonların retansiyonu, sabit-hareketli protezler, ortodonti ve estetik diş hekimliği bunlardan bazılarıdır. Kristalize yapıda olan mine, ağırlıkça yaklaşık, %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içerir. Tüm diş hekimliği uygulamalarında rezin esaslı materyallerin mineye bağlanması önem arz etmektedir [24].

Ortodontide adezyon sabit ortodontik apareylerin mineye simantasyonu açısından önemlidir. Simantasyonun başarısı braket tabanı, yapışkan ve mine yüzeyini ilgilendiren birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler çiğneme sırasında uygulanan stresler, ark telleri tarafından uygulanan kuvvetler, nem ve sıcaklıktaki hızlı değişimler ve pH gibi ağız boşluğuna özgü diğer faktörleri içermektedir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi bağ kuvvetini ve bağ kopma yerini etkileyen önemli bir değişkendir. Mine pürüzlendirmesini kullanılan asitin türü, konsantrasyonu ve süresi etkilemektedir. Braket yapıştırma başarısızlığı, tedavinin maliyetini arttırması, total tedavi süresini uzatması ve hasta konforunun etkilenmesi gibi istenmeyen sonuçlar doğurabilmektedir. Bu nedenle adezyon ortodontik tedavi başarısını yakından etkilemektedir [25].

## 2.2 Minede Pürüzlendirme

Minenin pürüzlendirilmesi prizma gövdelerinin açığa çıkmasına sebep olur [26]. Mine dokusuna asit uygulamasını takiben yüzeyde yaklaşık 10 µm.'lik kısmın rezorbe olduğunu ve 5-50 µm arasında pürüzlenmiş bir alan olduğu tespit edilmiştir. Bu işlem sonucu minenin yüzey enerjisi artar ve bağlanabilirliği yükselir. Oluşmuş pürüzlü yapı sayesinde rezin esaslı materyaller daha derine penetre olur ve kuvvetli bağlantı oluşturabilirler [16].

Mine yüzeyinde morfolojiye göre üç tip pürüzlenme olur [27]. Bunlar şu şekilde sınıflandırılır: Tip I pürüzlenme: Mine prizmalarının iç kısmının çözüldüğü ve “bal peteği görünümü” adı verilen tipik yapı. Tip II pürüzlenme: Mine prizmalarının çeperlerinin çözünmesinden kaynaklanan ve prizmalar arası yapının çıkıntı şeklinde kaldığı “kaldırım taşı” adı verilen yapı. Tip III pürüzlenme: Mine prizmalarına rastlanılmayan düzensiz yapı.

Rezinin mine prizmaları içerisine yaptığı uzantılara rezin tag adı verilir. Bu yapılar bağlantının temelini oluşturur. Ayrıca rezin taglardan filizlenen daha küçük yapılara da mikro tag adı verilir. Mikro uzantıların bağlanma kuvvetlerine etkisi oldukça fazladır. Bu etki mikro taglerin sayıca fazla olmaları ve geniş yüzey alanları oluşturmalarından kaynaklanmaktadır. Mineyi pürüzlendirmek için kullanılan asidin türü, konsantrasyonu ve uygulama süresi yüzeyde meydana bağlanma kuvvetini değiştirir.

### 2.2.1 Asitle pürüzlendirme tekniği

Buonocore 1955 yılında doldurucusuz metilmetakrilat rezinin mine yüzeyine bağlanma dayanıklılığını artırmak için, fosforik asit kullanarak mine pürüzlendirme tekniğinin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu çalışmadan itibaren sitrik, fosforik, hidroklorik, maleik ve pirüvik asit gibi çeşitli asitler laboratuvar şartlarında denenmiştir. Bu çalışmaların sonucunda fosforik asit tercih edilen pürüzlendirme ajan olmuştur [28].

Fosforik asidin mine prizmaları üzerine uygulanması çok sayıda yapısal değişikliğe yol açmaktadır. Mine yüzeyine uygulanan asit, organik debrisı uzaklaştırarak mine yüzeyinde mikro-porlar oluşturmaktadır; bu sayede yüzey alanını belirgin şekilde arttırıp rezin ile daha fazla ‘ıslanabilen’ daha reaktif bir yüzey açığa çıkarmaktadır. SEM

çalışmaları pürüzlendirme işlemi ile minenin en dıştaki 10µm bölümünün tamamen ortadan kaldırıldığını göstermiştir. Bu bölümün altında kalan 20 µm'lik kısım ise rezinin akabileceği porları içermektedir [29-31].

Asitle pürüzlendirme işleminin başarısı dişlerin izolasyonu ve pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin tükürük ya da su ile kontaminasyonunun engellenmesine bağlıdır [32]. Asitle pürüzlendirme sırasında veya sonrasında organik sıvılarla kontaminasyon, mine yüzeyine glikoproteinlerin çökmesine neden olarak restoratif materyallerin bağlanma kuvvetini büyük ölçüde azaltmaktadır. Böyle bir durum oluştuğunda asitlemenin yeniden yapılması önerilmektedir [33, 34].

### **2.2.2 Air-abrazyon ile pürüzlendirme tekniği**

Air-abrazyon teknolojisi mine ve dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için tavsiye edilmiştir [27, 35-37]. İlk olarak Black tarafından 1945'te kullanılan air-abrazyonun temel prensibi yüksek ivmeli hava basıncıyla fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanmaktır. İvme kazanan partiküllerin diş yüzeyine çarpması diş maddesinin hızla uzaklaşmasına yol açmaktadır. Air-abrazyon yönteminin daha az mine dokusu kaybı ile daha iyi bağlanma sağlayabileceği düşünülmüştür. Bu yöntem ile uygun bir bağlanma sağlanabilmesi için partikül boyutu, hava basıncı, çalışma süresi ve uygulanacak yüzeyin mikro yapısı gibi pek çok faktör göz önünde bulundurulmalıdır [38]. Bazı *in vitro* çalışmalarda ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılmaya bile air-abrazyonun fosforik asit pürüzlendirmesine benzer şekilde mine bağlanma yüzeyleri oluşturduğu gösterilmiştir [37, 39].

Diğer çalışmalarda ise asitle pürüzlendirme olmadan yapılan air-abrazyonun rezin bazlı kompozitlerin minede yeterli bir bağlanma kuvveti oluşturmadığı ve oluşan mikrosızıntının kabul edilebilir ölçüde olmadığı gösterilmiştir [27, 38, 40]. Chan ve ark. ile Moritz ve ark. en olumlu bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı değerlerinin, air-abrazyon yönteminin asit ile beraber kullanılması sonucu elde edildiğini bildirmişlerdir [39, 40]. Berk ve ark.'nın molar dişlere tüplerin yapıştırılması için air-abrazyon, lazer ve asitle pürüzlendirme yöntemlerini değerlendirdiği çalışmada air-abrazyonun mine yüzeyini pürüzlendirmede tek başına etkili olmadığı sonucuna varmışlardır [41]. Benzer şekilde air-abrazyon ve asitle pürüzlendirmenin mine üzerinde ve fissür sealantların bağlanması üzerinde etkilerinin karşılaştırıldığı bir diğer

çalışmada ise air-abrazyonun asitle pürüzlendirme ile kombine uygulanmasının tek başına asitle pürüzlendirmeye göre daha başarılı sonuçlar verdiği ortaya konmuştur [42].

### **2.2.3 Lazerle pürüzlendirme yöntemi**

Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer enerjisi su molekülleri ve dentin intratübüler sıvısı ile hidroksilapatit kristallerinde bulunan OH<sup>-</sup> grupları tarafından oldukça iyi emilir [43-45]. Dental sert dokuların organik bileşenleri içinde bulunan su molekülleri ve OH<sup>-</sup> grupları, Er:YAG lazer tarafından dağınık radyasyona maruz kalmış enerjiyi emdikten sonra sıcaklıkta ani bir artışa sebep olurlar [43]. Bu ısıtma etkisi, su moleküllerini buharlaştırır; mine ve dentin gibi sert dokuları içindeki basıncı artırır [43]. Bu hacimsel genişleme, diş sert dokularında mikropatlamalara neden olur [43, 44, 46].

Bu etki mekanizması nedeniyle, lazer ile sonuç elde etmek için, uygulama alanında su moleküllerinin bulunması gerekir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10–20 µm derinliğinde, asit uygulamasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana gelmektedir [16, 47-49].

#### **2.2.3.1 CO<sub>2</sub> lazer**

CO<sub>2</sub> lazer ilk defa 1961 yılında Patel ve ark. tarafından geliştirilmiştir. Bu cihazın elde taşınan parçaları büyük olması, odak uzaklığının fazlalığı ve helyum-neon lazer ışığı içermesi kullanımını zorlaştırmakta ve intra-oral erişimini imkansız hale getirmekteydi [50]. 1970'lerin başından itibaren CO<sub>2</sub> lazer, ağız dokularını da içeren yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır ve bu amaçla 1976 yılında FDA tarafından onaylanmıştır [51, 52].

*Yumuşak dokular üzerindeki etki:* Tüm lazerler belirli özelliklere sahiptir. CO<sub>2</sub> lazer, doku renginden bağımsız olarak su içeriği olan dokularda absorbe olur. Dokularda su olduğu sürece, CO<sub>2</sub> lazer emilir. Bu, %75-90 oranında su ihtiva eden ağız mukozasında absorpsiyon katsayısının yüksek olduğu anlamına gelir. Verilen enerjinin %98'i ısıya dönüştürülür ve doku yüzeyine az dağılım ve penetrasyon ile emilir [50].

*Sert dokular üzerindeki etki:* Dalga boyu 10,6 µm olan ve devamlı ışın yayma özelliği taşıyan CO<sub>2</sub> lazerler insan minesinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini modifiye

edebilmektedir [53]. Düşük dozlarda yarattığı erime ve yeniden kristalleşme etkisine por oluşumu ve küçük köpük benzeri girintiler eşlik etmektedir. Devamlı (kesintisiz) CO<sub>2</sub> lazer uygulanarak pürüzlendirilen mineye kompozit rezinlerin bağlanması üzerine yapılan laboratuvar çalışmaları, bağlanma kuvvetlerinin asit uygulamasına göre daha zayıf ya da benzer olduğunu gösterirken, atımlı modun kullanıldığı daha yeni çalışmalarda laboratuvar şartlarında test edilen bağlanma kuvvetlerinin asit uygulamasına göre daha üstün bağlantı kuvvetleri elde edildiğini ortaya konmuştur [54].

Lazer ya da asitle pürüzlendirilmiş mine üzerine uygulanan sealantların karşılaştırıldığı birçok çalışma yapılmıştır. Walsh ve ark.'nın asit ve lazer ile pürüzlendirme metotları kullanılarak uygulanan fissür sealantların retansiyonunu karşılaştırıldığı klinik çalışmada, ortalama 14,5 aylık bir takip periyodu sonrasında CO<sub>2</sub> lazerle pürüzlendirmedeki retansiyon oranının asitle pürüzlendirmeye göre istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte daha yüksek olduğu bulunmuştur [55, 56].

### **2.2.3.2 Nd:YAG lazer**

Nd:YAG lazer ilk olarak Geusic tarafından 1964 yılında kullanılmıştır. Neodimiyum katkılı ytriyum-alüminyum-garnet kristali kullanılır. CO<sub>2</sub> lazere benzer spektrumda kızılötesi dalga boyundadır. Maksimum güç çıkışı 3W'lık bir frekansta 1,064 µm dalga boyunda olup, yüksek şiddette nabızsal ışın oluşturur [52, 57]. Işık demeti, 200 ile 600 mikron arasında değişen esnek fiber optik kablolar boyunca iletilir. Bu, kök kanalları da dahil olmak üzere ağız boşluğundaki tüm bölgelere erişime izin verir [52].

Nd:YAG lazerlerin doku üzerindeki etkilerini inceleyen araştırmacılar, kompozitin mineye bağlanma dayanımı değerlendirmek için mine yüzeyini pürüzlendirerek yaptıkları çalışmada Nd:YAG lazerin mine üzerinde erime ve çatlak oluşumuna neden olduklarını ve pulpada olumsuz termal değişiklikler meydana getirdiklerini göstermişlerdir [58, 59].

### 2.2.3.3 Er:YAG lazer

Er:YAG lazer 1997 yılında FDA emniyet onayı ile mine, sement, kemik gibi sert dokular üzerine uygulanmaya başlanmıştır. Er:YAG lazer atımlı ışın oluşturan 2,940 nm dalga boyundadır. Mine ve dentin ablasyonunda hidroksiapatit kristalleri için ideal enerjiye sahip olduğu gösterilmiştir. Bu dalga boyu, suyun buharlaşmasına neden olur ve sert dokuda mikro-patlamayla sonuçlanır [60]. Minimum ısı üretimi ile maksimum doku kaldırma verimliliğini elde etmek için lazer ışınımı sırasında yüzeyi ıslatmak için su spreyi kullanılır. Dental sert dokuda uygun güç yoğunluklarında kullanıldığında minimum ısı hasarı bildirilmiştir [60]. Sert dokulardaki başarısından dolayı Er:YAG lazer yumuşak doku uygulamaları için yaygın olarak kullanılmamıştır [50]. Er:YAG lazer uygulanmış daimi diş minesinin SEM görüntülerinde değişikliğe uğramış hidroksiapatit kristalleri ile pullu ve pürüzlü alanlar gözlenmiştir [43, 46, 61]. Bazı araştırmacılar lazer uygulanmış daimî diş minesinin yüzey topografisinin geleneksel asit pürüzlendirmesi ile elde edilen mikropürüzlü görünüme benzer olduğunu savunmaktadır [46, 47]. Diğer yandan bazı çalışmalarda Er:YAG lazer diş yapısını değişikliğe uğratsa da lazer uygulanmış daimi diş minesinde gözlenen morfolojik değişikliklerin etkili bir bağlanma için yeterli olmadığı bildirilmiştir [62].

Er:YAG lazer uygulanmış süt dişi mine yüzeylerinde boşluklar ve mine prizmalarının kısmi buharlaşmasına ilave olarak duvarlar boyunca taneli, pullu tarzda pürüzlü kraterler gözlemlenmiştir [63]. Süt dişlerinde Er:YAG lazer ile hazırlanan kavitelerin SEM ile değerlendirildiği bir çalışmada mine prizmalarının fotomekanik ablasyonun karakteristiği olan bal peteği görünümü sergilediği gösterilmiştir [63, 64].

Topçuoğlu ve ark. 2013 yılında su soğutmalı Er:YAG lazeri ortodontik braketlerin simantasyonu için mine yüzeyi pürüzlendirmek için yaptıkları çalışmada mine yüzeyinde termal hasar olmaksızın daha iyi bağlanma dayanımı olduğunu rapor etmişlerdir [65].

Tavarez ve ark. sığır dişleri üzerinde Er:YAG lazer, total etch ve self etch sistemlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları 2017 yılında yayınlanan çalışmada Er:YAG lazerin self-etch ve asit ile pürüzlendirme metodlarına kıyasla en düşük bağlanma değerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir [66].

Akın ve ark.'nın 2016 yılında yaptıkları çalışmada Er:YAG lazerin farklı atım modlarıyla birlikte self etch adezivlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırıldıkları

çalışmada QSP ve MSP modlarıyla hazırlanan mine yüzeylerinde yüksek bağlanma dayanımı rapor etmişler aynı zamanda QSP modun bağlanma dayanımını olumlu etkilediğini belirtmişlerdir [67].

#### **2.2.3.4 Er,Cr:YSGG lazer**

Er,Cr:YSGG lazer,sert ve yumuşak dokularda su enerjisiyle hidro-kinetik dokuları kesmek sistemiyle çalışır [50]. 2,78 µm dalga boyuna sahip atımsal şekilde ışın oluşturan Er,Cr:YSGG lazer doku ablasyonu sırasında mikropatlamalara yol açarak makroskobik ve mikroskobik düzensizliklere neden olmaktadır. Bu dalga boyundaki lazer enerjisi su molekülleri tarafından maksimum derecede emilerek mine ve dentindeki hidroksil gruplarını hedef almaktadır. Dokular üzerinde oluşturduğu ilk etki suyun ve diğer hidrate organik bileşenlerin buharlaşmasıdır. Buharlaşma sırasında doku içerisinde oluşan iç basınç, inorganik maddelerin erime noktasına ulaşılmadan patlayarak uzaklaşmasına yol açmaktadır [68].

Lazer uygulamaları ile oluşan fiziksel değişiklikler arasında erime ve rekristalizasyonun yanı sıra çok sayıda porun oluşması ve küçük, sabun köpüğü benzeri çöküntüler sayılmaktadır [59, 69]. Bu görüntü profili CO<sub>2</sub> lazer [56, 70] ve Nd:YAG lazer [71] ile yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir. Bunun aksine Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemi ile erime ya da rekristalizasyon gözlenmemiş, düzensiz heterojen mikropatlamalarla karakterize bir mine yüzeyi gözlemlenmiştir [16, 69].

Daimi dişler üzerine yapıştırılan ortodontik braketlerin makaslama kuvvetinin değerlendirildiği bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin pürüzlendirme etkisi %37'lik fosforik asitle karşılaştırılmış ve bu lazer ile pürüzlendirmenin asit uygulamasına istatistiksel olarak anlamsız ancak daha düşük değerler verdiğini gösterilmiştir. Diğer taraftan lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha pratik ve hızlı olduğu bildirilmiştir [72]. Başka bir çalışmada ise, Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye benzer sonuçlar verdiği ve bu nedenle lazerin asitle pürüzlendirmeye alternatif olabileceği öne sürülmüştür [73].

Diğer taraftan Çehrelî ve ark.'ları 2006 yılında yaptıkları bir çalışmada süt dişlerine fissür sealant uygulaması öncesinde Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirmenin etkinliğini mikrosızıntı açısından değerlendirilmiştir. Sonuçlar, lazer sisteminin asit ile kombinasyonunun asitle pürüzlendirmeden farklı olmadığını ortaya koymuştur [74].

Er,Cr:YSGG lazer ve frez ile hazırlanan sınıf V kavitelere farklı adeziv sistemlerin mikrosızıntısının incelendiği bir diğer çalışmada, lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme yapılan grupta daha az sızıntı olduğu bildirilmiş ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanması ardından asitle pürüzlendirme yapılması tavsiye edilmiştir [75].

#### **2.2.4 Self etch adevizler**

Self-etch adezivler, yüzey düzenlemesini (asitleme/conditioning) ve primer uygulamasını (priming) aynı anda gerçekleştiren, bir başka deyişle polimerize olabilen karboksilik asit ve fosforik asit içeren monomerlerin eş zamanlı kullanılması esasına dayanır. Bu yüzden self-etch sistemler fosforik asitin mine ve dentinden uzaklaştırılması için yıkama işlemini ortadan kaldırır. Bu da hasta başında braket yapıştırma sırasında teknik hassasiyeti azaltarak zamandan tasarruf etmeyi, hasta ve hekim konforunu yükseltmeyi hedeflemektedir. En yaygın kullanılan self-etch adeziv sistemler iki aşamayı içerir. Birincisi mine ve dentin yüzeyinin self-etching primer ile düzenlenmesi, ikinci aşama ise adeziv rezinin uygulanmasıdır. Diğer self-etch sistem uygulaması ise adeziv ve self-etch primerin tek şişede toplandığı tek aşamalı self-etch sistemlerdir [76].

Zope ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmada self etch adezivleri asit ile pürüzlendirilen grupla karşılaştırdıkları çalışmada self etch adezivlerin bağlanma dayanımının asitle pürüzlendirilenden daha az olduğunu ancak yine de yeterli düzeyde olduğunu rapor etmişlerdir [77].

Alkış ve ark.'nın self etch adeziv sistemleri ile braket altında oluşan mikrosızıntıyı değerlendirmek için yaptığı çalışmada tüm self etch sistemlerde daha fazla miktarda mikrosızıntı olduğunu rapor etmişlerdir [78].

### **2.3 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek İçin Kullanılan Test Yöntemleri**

Restoratif materyallerin uzun dönem başarılarının tespit edilmesi için yapılan in vitro deneylerde ağız içi koşullar laboratuvar ortamında taklit edilmektedir. Ağız içi koşulların gerçeğe yakın taklit edilmesi ile zaman ve materyalden tasarruf edilmektedir ve kimi zaman *in vivo* deneylerde gerçekleştirilemeyen ölçümler mümkün olmaktadır.



### **2.3.1 Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi**

Ağız içi ısının normal koşullarda yaklaşık olarak  $35,2\pm 2^{\circ}\text{C}$  olduğu tespit edilmiştir [79]. Diş dokuları ile restoratif materyallerin termal genleşme katsayıları farklıdır. Bu yüzden mikrosızıntıya neden olabilecek boşlukların oluştuğu tespit edilmiştir [80]. Dental restoratif materyallerin ağız içerisindeki koşullarını taklit edebilmek için başvurulan yöntemlerden en önemlisi olan termal siklusun literatürde pek çok araştırmacı tarafından kullanıldığı bilinmektedir [81-84]. Yapılan bir araştırmada 10.000 kez  $5^{\circ}\text{C}$  ile  $55^{\circ}\text{C}$  arasında yapılan termal döngünün bir yıllık doğal döngüyü taklit ettiği rapor edilmiştir [81].

Termal siklus ile yapılan yaşlandırma sonucunda kollajenlerin hidrolizi ile ya da termal genleşme katsayısı dişe göre daha fazla olan restoratif materyallerin genleşip daralması sonucu boşluklar olduğu bildirilmiştir [81]. Xie ve ark.'nın iki aşamalı total-etch adezivlere termal siklus uyguladıkları çalışmada, mikro bağlanma değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı oranda düştüğü rapor edilmiştir [85].

Diğer yandan Leloup ve ark. termal siklusun bağlanma dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir [86].

### **2.3.2 Bekletme ile yaşlandırma yöntemi**

Bu yöntemde örnekler en çok  $37^{\circ}\text{C}$ 'deki yapay tükürük ya da su içerisinde belirli bir süre bekletilerek yapay olarak yaşlandırılmaktadır. Bu süre birkaç ay, 4-5 yıl veya daha uzun süreler olabilir. Kitasako ve ark.'nın *in vivo* yaptıkları çalışmada hibrit kompozit ve tek aşamalı adeziv sistemin restorasyonu tamamlandıktan sonra 3. ve 90. gün arasında oluşan mikrogerilim bağlanma değerlerinin zamanla önemli derecede düştüğünü bildirilmiştir [87]. Çoğu çalışma bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periodundan sonra bile azalma olduğunu göstermiştir [88]. Bağlanma kuvvetlerindeki azalma, rezin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlıdır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerinin azalmasına sebep olmaktadır ve polimerize yapıya katılmayan artık monomerlerle birlikte bağlantının zayıflamasına neden olmaktadır [89].

De Munck ve ark. klinik çalışmalarında iki basamaklı total-etch adeziv olan One-Step (BISCO Dental Products, Illinois, A.B.D.) ile restore edilen servikal kavitelere 3 yıl sonunda %50 restorasyon kaybı, üç basamaklı total-etch adeziv olan All-Bond 2

(BISCO Dental Products, Illinois, A.B.D.) ile restore edilen servikal kavitelere bir yıl sonunda %2, üç yıl sonunda %27 restorasyon kaybı belirlenmiştir [90, 91].

### **2.3.3 Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi**

Doğal koşulları taklit etmenin bir diğer yolu da mekanik olarak diş sert dokularına kuvvet yüklemesi yapmaktır [92]. Belli bir kuvvet altında yapılan bu tip çalışmalarda termal siklusun da eklenmesi ile bağlantının zayıfladığı tespit edilmiştir [93]. Mekanik yüklemenin nanosızıntı açısından incelendiği çalışmada sızıntı yönünden etkilenmediği tespit edilmiştir [83].

### **2.3.4 Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi**

Ağız ortamı, restorasyonların yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm faktörleri içermektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik araştırmalar gerekmektedir. Bu durum parametrelerin standardize edilmesi konusunda güçlükler ortaya çıkarmaktadır [94]. Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir [95].

Bir takım etik sorunlar, artan çalışma maliyeti ve sonuçları elde etmede geçen sürenin uzun olması gibi sebeplerden ötürü klinik testler gerçekleştirilirken zorluklar doğabilmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerin klinik çalışmalarda kullanılmadan önce çiğneme kuvvetlerine karşı; kırılma ve aşınmaya karşı olarak test edilmesinde büyük yarar vardır. *İn vitro* testler uygulanırken en doğru sonucu alabilmek için çiğneme sistemini mümkün olduğunca yansıtmak gerekmektedir.

Bireyler arasında ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir. Çiğneme ya da yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir [96, 97]. Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken arka bölgede 200N dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir [98, 99]. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir (Tablo 1).

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0,2-1,5 Hz frekans aralığındadır [97]. Bu nedenle, çiğneme sistemini uygun şekilde taklit eden

bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlarla materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir [94, 100].

Çalışmalarda en yaygın kullanılan dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen ve hem ikili hem de sekizli çeşitleri olan cihazdır [101, 102]. Sekizli çiğneme simülatörü *in vitro* testlerde sıklıkla kullanılmaktadır [102, 103]. Çiğneme simülatörü ayarlanması kolay bir cihazdır. En büyük özelliği sekiz haznesine ayrı ayrı örnekler yerleştirilerek aynı anda tüm örneklerle belirli bir kuvvet uygulayabilmektedir. Bir diğer önemli özelliği kullanıcı tarafından ayarlanan termal döngü sağlayabilmesidir [102, 103].

Dual akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilebilen ve çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek, tutucular içerisine yerleştirilir. Çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme siklusunu yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır [102, 104]. Belirlenen çiğneme fonksiyonu, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir. 1,3 Hz-1,8 Hz' lik çiğneme frekansı ile her 0,6-1,1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir [97, 102, 105]. Çiğneme simülatöründe çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla örneklerle yüklemeler yapılabilir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk kuvvet uygulanır [98]. Dejak ve ark. ise bir molar dişine gelen parafonksiyonel kuvveti temsil etmek için 0-200 N arasında artan kuvvet değerini kullanmışlardır [106].

Mekanik yorulmanın zirkon alt yapının kırılma direncini düşürdüğünü gösteren Anders ve ark. [107] yaptıkları çalışmada Yttria-stabilize zircon (Y-TZP) alt yapıları ve üzerlerine uygulanan farklı tabakalama tekniğinin kırılma dirençlerini araştırmışlardır. Kontrol grubundan biri hariç tüm örnekler çiğneme simülatöründe her bir grubun bir alt grubuna 50 N altında 100.000 siklus uygulamıştır.

**Tablo 2.1:** Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklus sayısı ve uygulanan kuvvet değerleri.

Çalışma	Uygulanan Kuvvet	Yapılan Siklus Sayısı	Siklus sayısının ay bazında yaklaşık değeri
Kheradmandan S. 2001	25N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Anders S. 2005	50 N	100.000	Yaklaşık 60 ay
Wiebke F. 2006	30 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Heintzea SD. 2006	40-100-40N, 40-60-80- 100N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Lars S. 2008	120 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Ghazal M. 2008	49 N	200.000	Yaklaşık 10 ay
Ghazal M. 2009	20 N-49 N- 78N	300.000	Yaklaşık 15 ay
Att W. 2009	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Mi-jin K. 2012	49 N	300.000	Yaklaşık 15 ay
Guess PC. 2013	49 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Barcellos RR. 2013	30 N	250.000	Yaklaşık 13 ay
Samran A. 2013	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Pereira JR. 2014	30 N	250.000	Yaklaşık 13 ay
Guess PC. 2014	98 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Zhao K. 2014	98 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Rosentritt M. 2014	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Borba M. 2015	140 N	1.000.000	Yaklaşık 50 ay
Schwendicke F. 2015	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Spies BC. 2015	98 N	1.200.000 ve 5.000.000	Yaklaşık 60 ay ve 250 ay

D’Arcangelo çiğneme simülatörüyle 2014 yılında 1.6 hertz 120.000 siklus kullanarak yaptığı çalışmada mine yüzeyinde doku kaybı olduğunu, kullanılan restoratif materyalin aşındığını ortaya koymuştur [108].

## 2.4 Mikrosızıntı Ölçüm Metodları

Restorasyonların kaviteyi örtüleme özelliklerini, kenar uyumlarını, diş-restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için pek çok yöntemden yararlanılmaktadır. Bu yöntemler [2, 109-112];

- 1- Boyar madde penetrasyon testleri,
- 2- Radyoizotoplar,
- 3- Kimyasal ajanlar,
- 4- Bakteriyel çalışmalar,
- 5- Hava basıncı yöntemi,
- 6- Nötron aktivasyon analizi,
- 7- Elektro-kimyasal çalışmalar,
- 8- Mikroskobik inceleme yöntemleridir.

### 2.4.1 Boyar madde penetrasyon testleri

Mikrosızıntının belirlenmesinde boyaların kullanılması en eski yöntemlerdendir, ayrıca uygulaması kolay olduğundan ve maliyeti düşük olduğu için tercih edilmektedir [109, 113]. Bu teknik, çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sıızan boya miktarı mikroskop altında incelenmektedir [114]. Kullanılan boyalar solüsyon ya da farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlar şeklindedir. Araştırmalarda boyalar farklı konsantrasyonlarda farklı bekletme sürelerinde kullanılmaktadır [113-115]. Çoğunlukla kullanılan boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik tolüdin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal viyolet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eozin gibi çeşitli boya solüsyonları olup en çok tercih edilen boya solüsyonu %2'lik metilen mavisidir [114, 116-118].

Boyaların hazırlama yöntemi ve değerlendirilmek istenen klinik duruma göre seçilmesi de önemlidir. Örneğin bazik fuksinin özellikle propil glikol alkolde çözünmesi ile elde edilen solüsyonun çürük dentine bağlanma özelliğine sahip olması ve sert dentinin boyanmasının hatalı yorumlanabileceği bildirilmiştir [119]. Ayrıca boyalar her ortamda kalıcı olmayabilir. Örneğin 'anilin mavisi' alkalin pH'da rengini kaybedebilmektedir [120]. Ucuz ve kolay temin edilebilir olması, hızlı ve direkt

ölçümlere olanak tanması anilin mavisile boyama yöntemini diğer yöntemlerden üstün kılmaktadır. Ancak sızıntı tespitinin belirlenmesinde hatalı yorumlara neden olmamak için, sonuçların güvenilirliği açısından birden fazla araştırmacı tarafından değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir [109].

Sızıntı araştırmalarında boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır [118, 121, 122].

#### **2.4.2 Radyoizotopların kullanılması**

Mikrosızıntı belirleme yöntemlerinden bir diğeri boya penetrasyon yönteminden sonra en çok kullanılan yöntem olan radyoaktif izotop kullanımıdır [123]. Restorasyon materyali ile diş dokusu arasından geçen radyoizotopların otoradyograflarda gösterilmesi tekniğidir. Diş üzerinde restore edilmiş alan dışındaki bölgeler gereği gibi örtüldükten sonra radyoaktif solüsyon içerisinde belirli bir süre bekletilir ve yıkanıp kurutulduktan sonra uzunlamasına kesilerek röntgen filmi üzerine bırakılır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözleendiği alana göre mikrosızıntı belirlenir [124, 125].  $I^{131}$ ,  $Ca^{45}$ ,  $S^{35}$ ,  $Na^{22}$ ,  $C^{14}$ ,  $P^{32}$  en sık kullanılan radyoizotoplardır [63]. Mikrosızıntı belirlemede radyoizotopların kullanımı ile daha duyarlı çalışmalar yapılabilir. İzotop molekülleri boyalara göre daha derinlere nüfuz edebilirler ve otoradyograflarla da çok az sayıdaki izotoplar saptanabilir. Bu sayede en az düzeyde oluşan sızıntı dahi saptanabilir [125]. Ayrıca bu yöntemle kalıcı kayıtlar elde edilerek saklanabilmektedir [126]. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, sonuçların derece derece artan skorlama sistemi ile subjektif olarak değerlendirilebilmesidir. Tekniğin pahalı ve kompleks olmasının yanı sıra dişin sert dokularında mevcut kalsiyum iyonu ile izotop solüsyonu arasında pasif iyon alışverişi olabileceği ve kenar aralığının daha az tespit edileceği de bildirilmiştir [64, 89]. Bu tip çalışmalar profesyonel bir çalışmayı ve korunmayı gerektirir. Çalışma esnasında radyoaktif maddeye elle dokunulmamalı özel tutma yöntemi kullanılmalıdır [126].

#### **2.4.3 Kimyasal ajanların kullanılması**

Bu yöntemde, radyoaktif olmayan renksiz, iki komponentli kimyasal boyayıcılar kullanılır. Her iki komponentin kimyasal olarak reaksiyona girmeleri sonucu diş-restorasyon arayüzeyinde oluşan çökeltinin fotoğraflanması ile kenar sızıntısının görüntülenmesi esasına dayanır. Kullanılan her iki kimyasal ajanın da penetrasyon yeteneğine sahip olması gerekmektedir [109]. Mikro sızıntının tespit edilmesinde

gümüş tuzlarının kullanılması en çok tercih edilen yöntemdir. Bunlardan %50'lik gümüş nitrat tuzları sıklıkla kullanılmaktadır [111, 127]. Bir bakteri ile kıyaslandığında gümüş iyonunun çok daha küçük boyutta olması, oluşan aralıklara kolayca sızabilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle yöntemin duyarlı bir test yöntemi olduğu, objektif ölçüm sağladığı ve kantitatif veriler elde edilebilmesine olanak sağladığı bildirilmiştir [111]. Bu yöntemde kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif özellikte olmaması bir avantaj olarak nitelendirilirken sonuçların subjektif olarak yorumlanması tekniğin güvenilirliğini olumsuz olarak etkilemektedir. Ayrıca gümüş nitrat kullanıldığında amalgam restorasyonlarda, gümüş iyonlarının amalgam bileşenleriyle reaksiyona girerek oluşan aralık boyunca yayılmadığı, cam iyonomer restorasyonlarda ise restorasyonun gümüş iyonlarını yapısına alarak kendisinin boyandığı belirtilmiştir [3, 109].

#### **2.4.4 Bakteriyel yöntemler**

Mikrosızıntı çalışmalarında bakteri kullanılması, restore edilmiş dişlerin bakteri kültürü içerisine daldırılması ve diş-restorasyon ara yüzeyinde bakteri üremesi olup olmaması esasına dayanan bir yöntemdir. Bakteriler özel yöntemlerle boyandıktan sonra sızıntının derecesi belirlenir [109, 111, 128]. Bakteriyel sızıntının tespiti için kavite duvarı ile restorasyon ara yüzeyi arasındaki açıklığın 0.5-1µm veya daha büyük olması gerekmektedir. Eğer oluşan aralık daha küçük ise bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin geçişi olmayacağı için teknik kullanışlı olmayacaktır [111, 128]. Bu yöntemde kullanılacak bakteriyi seçerken laboratuvarında çalışmanın kolay olmasına ve ağız içi bölgeden izole edilebilmesine dikkat edilmesi gerektiği bildirilmiştir [109, 111, 129]. Yöntemin en büyük dezavantajı elde edilen sonuçların kalitatif olmasıdır [109, 111]. *S. Sangius*, *S. Epidermidis*, *S. Mutans* kromopetif floresan pigmenti içerdiği için izlenmesi kolay olan *P. Floresans* gibi bakteriler sıklıkla kullanılan bakteri türleridir [109, 129].

#### **2.4.5 Hava basıncı yöntemi**

Basıncı havanın diş, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile sızıntının saptanması esasına dayanmaktadır [109, 130]. Diğer bir teknikte ise restore edilmiş dişler, kökleri dışarıda kalacak şekilde su içerisine daldırılarak kök kanalları ve pulpa odasına hava basıncının uygulanması ve su içerisindeki restorasyonun kenarlarından çıkan hava

kabarcıklarının gözlenmesi kenar uyumsuzluğunun belirtisi olarak değerlendirilir [109, 117, 131]. Dişlerin kenar bütünlüğünü bozmadığı ve tekrar edilebilirliği avantaj olarak belirtilmesine karşın gerçek klinik durumu yansıtmaması dezavantajını oluşturmaktadır [109].

#### **2.4.6 Nötron aktivasyon analizi**

Mikrosızıntının *in vitro* ve *in vivo* ölçülebilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına radyoaktif olmayan manganez gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlarından sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek  $Mn^{56}$  ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı mangan miktarı ölçülerek mikrosızıntının belirlenmesi yöntemidir [109, 111, 131, 132]. Bu yöntem ile elde edilen sonuçların kantitatif olduğu bildirilmesine karşın, tekniğin pahalı ve karmaşık bir teknik olduğu, nükleer mühendislere ve radyoaktif izotoplara gereksinim duyulduğuna ve sızıntının diş-restorasyon arayüzünde mi olduğu yoksa dişin kendisinden mi kaynaklandığı belirlenememesi gibi dezavantajları vardır [111, 132].

#### **2.4.7 Elektrokimyasal yöntemler**

Bu yöntemde ana prensip, restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrod görevi görecek bir levha yerleştirildikten sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılarak dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi esasına dayanmaktadır [111, 133, 134]. Elektrik akımındaki herhangi bir sapma restorasyon arayüzeyinde bir aralık oluştuğunu göstermektedir. Metalik restorasyonlarda kullanımı uygun olmayan bir tekniktir [111, 134].

#### **2.4.8 Mikroskobik inceleme yöntemleri**

Araştırmacıların çoğu restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı metodlarla inceledikten sonra kavite kenarlarından elde ettikleri bulguları değerlendirmek için mikroskobik analiz yöntemini kullanmaktadırlar.

##### **2.4.8.1 Tarama elektron mikroskobu (SEM)**

Elektron mikroskobu (EM) görüntü oluşturmak çok elektronları kullanan bir mikroskoptur. Işık yerine vakum içinde hızlandırılmış elektron demeti kullanılır. Büyük bir alan derinliğine sahiptir, yani yüksek rezolüsyonlu görüntüler oluşturur.



Görüntünün kalitesi, netliği ve detay zenginliği rezolüsyona bağlıdır ki ışık mikroskobunun rezolüsyon gücü 0,5-1 mikron iken EM’da bu oran 2-20 angstromdur. Elde edilen örnekleri 100.000 kez büyütürük yüzey yapılarını görüntüleyerek yüzeyde meydana gelen farklılıklar değerlendirilir. Üç boyutlu hayali bir görüntü oluşturur. Bu yöntemle, iki yüzey arasında oluşan bağlantıda yüzeyler arasında mevcut bulunan mesafeyi ölçmek mümkündür. Aynı zamanda restoratif materyallerin özelliklerini tanımlaya da olanak vermektedir.

Diğer sızıntı yöntemleriyle beraber uygulandığında sonuçların karşılaştırılmasında kısmi bir bağlantı kurulabilmektedir [109, 120, 135]. Direkt ve replika teknik olarak iki biçimde incelenebilmektedir.

Direkt teknikte *in vitro* olarak restoratif materyal ile kavite duvarı arasındaki ilişkinin doğrudan incelenebilmesine olanak sağlamaktadır. Ancak örneklerin elektron mikroskobu için hazırlanması sırasında vakum altında dehidratasyonu ve mikroskop haznesi içerisinde oluşan yüksek vakumun restorasyon-diş ara yüzeyinde bozulmalara yol açabileceği ve mikrosızıntının değerlendirilmesinde yanılgıya neden olabileceği belirtilmiştir [132].

Replika tekniğinde; ağız içinde hazırlanmış restorasyonlardan elde edilen replikaların mikroskop altında incelenerek kenar aralıklarında oluşabilecek farklılıkların izlenmesine olanak tanıyan bir yöntemdir. Bu şekilde elde edilen replikalar değişik zamanlarda tekrar incelenebilir ve örneklerin hazırlanması sırasında oluşan bozulmalar gözlenmez [133].

#### **2.4.8.2 Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu (CLSM)**

Floresan boyalar (Rhodamin) kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop tekniğidir [136, 137]. Tarama elektron mikroskobundan farklı olarak lazer tarama elektron mikroskobunda ıslak yapıdaki örneklerin incelenebilmesi de mümkündür [137, 138]. Bu teknik ile 100 nm’den küçük alt yüzey düzlemleri tomografik olarak incelenebilmektedir [138]. Mikroskobun objektif lensi ile incelenecek yüzey arasında özel bir daldırma (immersion) likiti kullanılır. Konfokal lazer tarama mikroskobu yansıma ve floresan olarak iki ayrı modda inceleme yapar. Tarayıcı lazer ışını 488 nm dalga boyuna sahip Argoniyon lazerdir. Mikroskobik yapılara odaklanan ışığın tekrar yansımasıyla elektronik olarak saptanan yansıma modunda mine, dentin ve restoratif materyal gibi spesifik optik özelliklere sahip yapıların ayrımı yapılabilmektedir [138].

Floresan modunda ise boyayıcı ajanın dağılımı kaydedilerek penetrasyon yolları incelenebilmektedir [136, 137].

#### **2.4.9 Mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi**

Elektron yoğunluğu ve radyopak olması nedeniyle boyar madde olarak gümüş nitrat kullanılmaktadır. Son zamanlarda gümüş nitrat mikro bilgisayarlı tomografi ile birlikte uygulanmıştır. Yazılım sonucu oluşan görüntüde mikrosızıntı tespit edilebilmektedir [139].

2016 yılında Jacker-Guhr ve ark.'nın sınıf V kavitelerde mikro-BT ile mine ve dentin marjinlerindeki oluşan mikrosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmada, mineve dentin marjinleri karşılaştırıldığında minede gümüş nitratın penetre olmadığı daha fazla boşluk gözlemlenmiştir [140].

Öztürk ve ark.'nın mikro-BT ile seramik braketlerde yaptıkları çalışmada %50 oranında küçük boşlukların görüntülenemediğini, bunun sebebi olarak gümüş nitrat partiküllerinin, kendilerinden daha küçük boşluklara penetre olamamasını göstermişlerdir [141].

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Çalışmada Kullanılan Dişler ve Gruplandırma

Çalışmamızda asit, self etch, Er:YAG ve X-Runner olmak üzere 4 farklı tip pürüzlendirilme tekniği karşılaştırılmıştır. Her bir teknik için yalnızca termal siklus ve çigneme simülatörüyle birlikte termal siklus yaşlandırma yöntemleri kullanılmıştır. Toplamda sekiz grup oluşturulmuştur, gruplar Tablo 2’de belirtildiği gibidir;

**Tablo 3.1 :** Çalışmanın gruplandırılması.

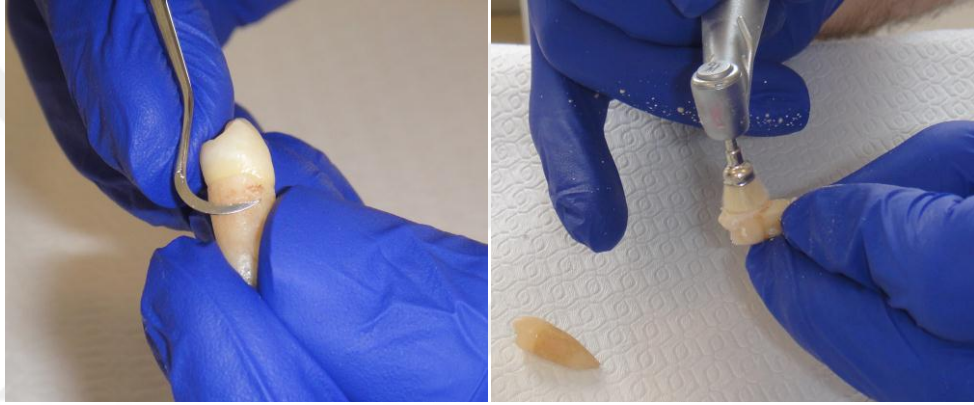
Yalnızca termal siklus ile yaşlandırma		Çigneme simülatörü ve termal siklus ile yaşlandırma	
Grup 1	Asit etch	Grup 5	Asit etch
Grup 2	Self etch	Grup 6	Self etch
Grup 3	Er:YAG lazer	Grup 7	Er:YAG lazer
Grup 4	X-Runner başlığı kullanılan Er:YAG lazer	Grup 8	X-Runner başlığı kullanılan Er:YAG lazer

Hamamcı ve ark.’nın [142] 2010 yılında yaptıkları 40 adet örnek üzerinde gerçekleştirilen çalışma baz alınarak Bezmialem Vakıf Üniversitesi Temel Bilimler Tıbbi Biyoloji ve İstatistik Bölümü’nde çalışmanın gücü hesaplanmıştır. Yapılan hesaplama sonucunda her bir grup için 20 adet diş gerekli olduğu ortaya konmuştur. Bu nedenle toplamda 160 adet ortodontik amaçlı çekilmiş insan küçük azı dişi toplanmıştır.

Dişler üzerindeki yumuşak doku artıkları scaler ile temizlendikten sonra distile suda bekletilmiş ve bekletme süresinin 3 aydan fazla olmamasına dikkat edilmiştir. Distile su her hafta aynı gün değiştirilmiştir (Şekil 1). Örnek hazırlama sürecinde pürüzlendirme öncesinde mine yüzeyi pomza yardımı ile 15 saniye temizlenmiştir (Şekil 2).



**Şekil 3.1 :** Distile su ve kullanılan pomza.



**Şekil 3.2 :** Scaler ve pomza yardımı ile diş üzerindeki eklentilerin temizlenmesi.

Diş seçimi için kriterler:

1. Çürüksüz olması
2. Restorasyon bulunmaması
3. Mine çatlağı bulunmaması
4. Florozis olmaması
5. Mine yüzeyinde herhangi bir malformasyon olmaması
6. Braket pozisyonunu etkilecek mine defekti (abrazyon, atrizyon, hipoplazi, hipokalsifikasyon v.s.) bulunmaması

### 3.2 Mine Yüzeyinin Hazırlanma Süreci

#### 3.2.1 Asitle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması

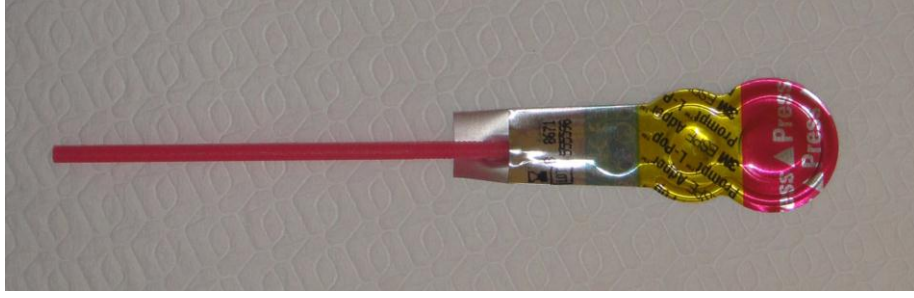
Kurutulan dişlerin minesinin braket simante edilecek kısmı olan bukkal yüzeyine %37 konsantrasyona sahip jel formunda fosforik asit (Liquid Etchant, Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, A.B.D.) uygulanmıştır (Şekil 3). Mine yüzeyine 30 saniye tatbik edildikten sonra 30 saniye suyla yıkanmış ve 20 saniye kurulanmıştır. Bu işlem sonrasında braket yapıştırılacak mine yüzeyinde opak bir alan gözlenmiştir.



Şekil 3.3 : Liquid etchant, (Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, A.B.D.).

#### 3.2.2 Self etch adeziv kullanılan örneklerin hazırlanması

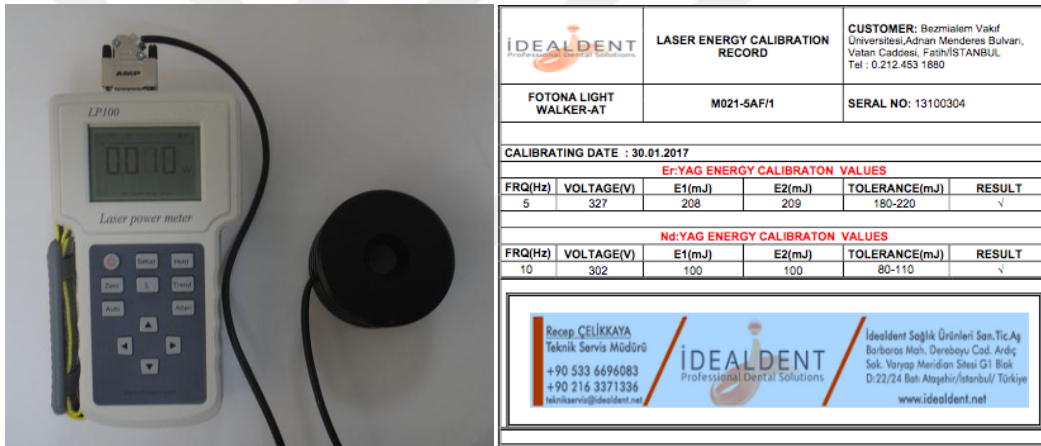
Çalışmamızın Self Etch grubunda 3M ESPE Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch Adhesive (3M ESPE, St Paul, ABD.) kullanılmıştır (Şekil 4). Uygulanacak dişler kurutulduktan sonra kullanım talimatındaki prosedürlere uygun olarak; önce 1. kısım (Kırmızı bölüm: Metakrilik fosfatlar, Bis-GMA, fotobaşlatıcı) patlatılarak 2. kısım (Sarı bölüm: Su, HEMA, Polialkenoik Asit Polimer) karışması sağlanmış, ardından aplikatör yardımıyla mine yüzeyine 15 saniye boyunca uygulanmış ve Valo ışık cihazı Xtra Power modda 3 saniye ışık altında polimerize edilmiştir.



**Şekil 3.4 :** 3M ESPE Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch Adhesive (3M ESPE, St Paul, A.B.D.).

### 3.2.3 Lazer ile pürüzlendirme yapılan örneklerin hazırlanması

Lazer ile pürüzlendirme gruplarında 2940 nm dalga boyunda olan Er:YAG lazer temassız mod ve X-Runner başlıkları ile uygulanmıştır. Çalışma öncesi lazer cihazına bakım ve kalibrasyon yapılmış, kullanılan başlıklardaki aynalar yenilenmiştir (Şekil 5).



**Şekil 3.5 :** Kullanılan kalibrasyon cihazı ve formu.

#### 3.2.3.1 Er:YAG lazer temassız mod grubunun hazırlanması

Çalışmamızda temassız (non-kontakt) modda pürüzlendirilme yapılmıştır. Bunun için Fotona Light Walker H02-N lazer başlığı kullanılmıştır (Şekil 6). Mine pürüzlendirilmesi için gereken parametreler: 120mj 10 Hz. QSP modunda %40 su %50 hava şeklinde ayarlanmıştır (Şekil 7).

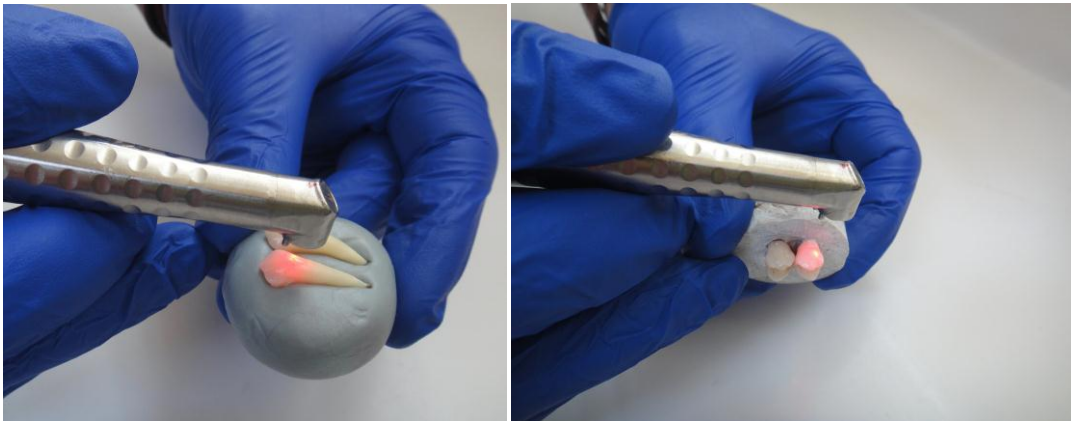
Mine yüzeyinde pürüzlendirilecek alan işaretlendikten sonra yaklaşık 10 mm uzaklıktan yüzeye dik olarak süpürme şeklinde 15 saniye boyunca uygulanmıştır (Şekil 8).



**Şekil 3.6:** Er:YAG lazer cihazı H02-N temassız(non-kontakt) el aleti 90° açılı 0.9 mm nokta çapı hava ve su soğutmalı (Lightwalker, Fotona).



**Şekil 3.7 :** Er:YAG lazer cihazı temassız mod kullanım parametreleri.



**Şekil 3.8 :** Er:YAG lazer ile mine yüzeyinin hazırlanması.



### 3.2.3.2 X-Runner başlığı kullanılan örneklerin hazırlanması

Çalışmamızda X-Runner SX02-H (Light Walker, Fotona, Slovenya) lazer başlığı kullanılmıştır (Şekil 9). Optimal mine yüzeyi pürüzlendirilmesi için gereken parametreler: 120mj 10 Hz. QSP modunda %40 su %50 hava şeklinde ayarlanmıştır (Şekil 10).



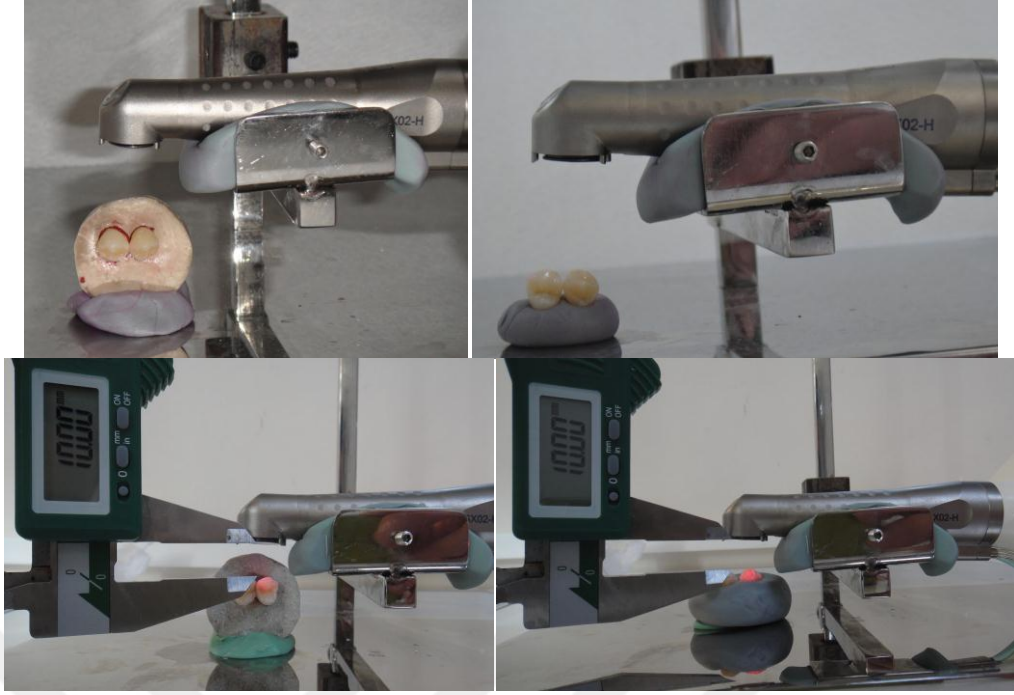
Şekil 3.9 : X-Runner başlığı SX02-H (Light Walker, Fotona, Slovenya).



Şekil 3.10 : X-Runner başlığı kullanılan örneklerde lazer parametreleri.

X-Runner lazer başlığıyla lazer uygulanacak alan dairesel, üçgen ve köşeli olarak ayarlanabilmektedir. Çalışmamızda 5x5mm'lik kare alan ayarlanmış (Şekil 10) ve mine yüzeyinde süpürme işlemine gerek duyulmamıştır. Mine yüzeyinde pürüzlendirilecek alan işaretlendikten sonra örnekleri sabitlemek için lazer ucu ve diş arasında 10 mm mesafe olacak şekilde (Şekil 11) ayarlanabilir düzenek üzerinde yatay ve dikey olarak pürüzlendirilme yapılmıştır (Şekil 12).





Şekil 3.11 : X-Runner lazer başlığının kullanımı için hazırlanan platform.



Şekil 3.12 : X-Runner lazerin dişler üzerinde görünümü.

### 3.3 Braketlerin Yapıştırılması

Tüm asitle ve lazerle pürüzlendirilmiş mine yüzeyleri için Transbond XT Light Cure Adeziv Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.) kullanılmıştır (Şekil 13). Uygulamada kullanılan primer, bond fırçası yardımıyla asitlenmiş mine yüzeyine tatbik edilmiş, Valo ışık kaynağıyla Xtra Power modunda dişlerin vestibul yüzeyine dik olarak, dişlere 3 mm uzaklıkta olacak şekilde 3 saniye ışık tutularak polimerize edilmiştir.



**Şekil 3.13 :** Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.).

Tüm dişler alt ve üst küçük azı dişleri şeklinde gruplandırılmış ve dişlerin ait olduğu arktaki küçük azı braketleri seçilmiştir (Şekil 14). Çalışmamızda American Orthodontics Mini Master Series Roth (American Orthodontics Product, Washington, A.B.D.) braketleri kullanılmıştır.



**Şekil 3.14 :** Amerikan orthodontic mini master series Roth (American Orthodontics Product, Washington, A.B.D.).

Çalışmamızda tüm braketler Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.) ile yapıştırılmıştır (Şekil 15). Yapıştırıcı braket tabanını ince bir tabaka halinde tamamen kaplayacak şekilde sürülmüştür. Braketler mine yüzeyi hazırlanan dişlerin vestibül yüzeyinin orta 1/3'üne gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Sond yardımıyla basınç uygulanıp, taşan fazla adeziv temizlendikten sonra Valo ışık cihazı Xtra Power modda (3.200 mW/cm<sup>2</sup>) dişin oklüzal ve gingivalinden 3'er saniye ışık tutularak polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 16 ve 17).



Şekil 3.15 : Transbond™ XT light cure adesive paste 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, CA, A.B.D.).



Şekil 3.16 : Çalışmada kullanılan VALO ışık kaynağı (Ultradent Products Inc., South Jordan A.B.D.).

VALO ORTHO		VALO ORTHO-CORDLESS		
SUGGESTED CURING TIMES		STANDARD	XTRA POWER	XTRA POWER QUADRANT
<b>POWER (mW/cm<sup>2</sup>)</b>		1200*	3200*	3200*
<b>POWER BUTTON</b>		⏻ ⏻ ⏻ ⏻	⏻ ⏻ ⏻	⏻
<b>TIMING INTERVAL LIGHTS</b>		○ ○ ○ ○	○ ○ ○	○ ○ ○ ○ ○
<b>MODE/STATUS LIGHT</b>		● ● ● ●	● ● ● ● ●	● ● ● ● ●
<b>TIME/MODE CHANGE BUTTON</b>		⏮ ⏮ ⏮ ⏮	⏮ ⏮ ⏮	⏮
		5 sec. 10 sec. 15 sec. 20 sec.	1 sec. 2 sec. 3 sec.	3 sec.
<b>METAL &amp; CERAMIC BRACKETS (CURE TIME PER BRACKET)</b>		1 X 10 SECONDS	2 X 3 SECONDS	2 X 3 SECONDS
<b>RESTORATIVE CURING (2MM INCREMENTS)</b>				
<b>PER LAYER</b>		1 X 10 SECONDS	1 X 3 SECONDS	—
<b>FINAL CURE</b>		1 X 20 SECONDS	2 X 3 SECONDS	—

VALO on Xtra Power setting demonstrates that one 3-second exposure directly over the labial face of the bracket, followed later by a second exposure, for a total of 6 seconds, is all that is required.

Şekil 3.17 : VALO kullanım şeması.

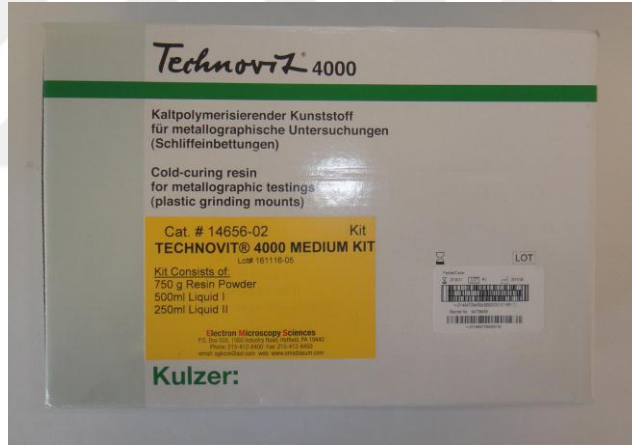
### 3.4 Elde Edilen Örneklerin Çiğneme Simülatörü İçin Hazırlanması

Pürüzlendirme işlemi öncesinde insan periodonsiyumunu simüle etmesi için çekilmiş dişlerin kök yüzeylerine otopolimerizan silikon (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya) 0,1 mm kalınlığında ince bir tabaka halinde uygulanmıştır (Şekil 18). Kullanım talimatındaki prosedürlere göre 1 saat beklenmiş, silikon polimerize olduktan sonra, kök ucundaki damla şeklindeki fazlalıklar kesilmiş,

çığneme simülöründe uygulanmak üzere otopolimerizan akrilik rezin (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya) içine yerleştirilmiştir (Şekil 19 ve 20). Akriliğin polimerizasyonu sırasındaki ısı artışından dişleri korumak için örnekler 5 dakika distile suda bekletilmiştir [126, 143, 144].



**Şekil 3.18 :** Otopolimerizan silikonun (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya) periodonsiyumu simüle etmesi amacıyla dişlerin köklerinin kaplanması.



**Şekil 3.19 :** Otopolimerizan akrilik (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya).

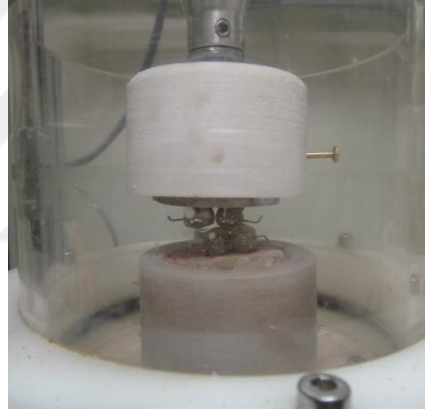


**Şekil 3.20 :** Dişlerin çığneme simülöründe akrilik içine gömülmesi.

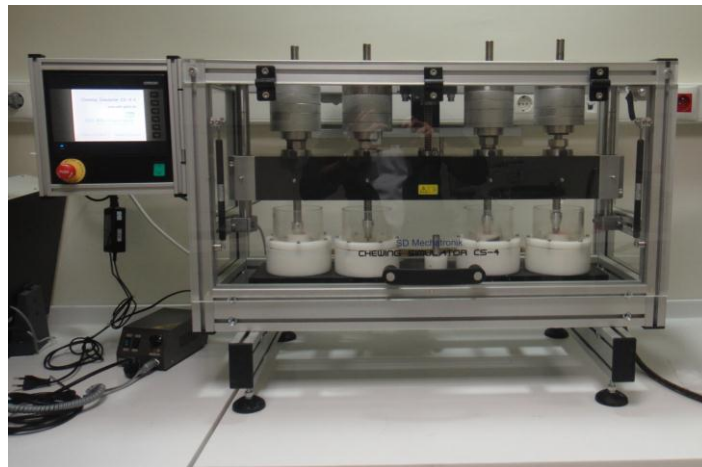
Çiğneme simülatörü için hazırlanan akrilik bloklara dişler ikişerli gömülmüştür ve 0.016x0.022 inch nikel titanyum ark teli (Ortho Organizers Inc. 1822 Aston Ave, Carlsbad, CA), tel ligatür yardımıyla braketlere bağlanmıştır (Şekil 21).



Şekil 3.21 : Çiğneme simülatörü için hazırlanan örnekler.



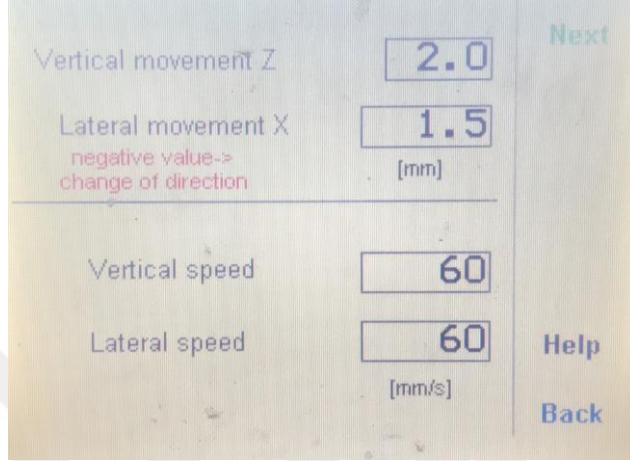
Şekil 3.22 : Akrilik blokların çiğneme simülatöründe konumlandırılması.



Şekil 3.23 : Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya).



Örneklerimiz yaklaşık 2 yıla eşdeğer olacak şekilde 50 N'luk kuvvet altında 1.5 mm yatay hareket ve 2 mm dikey hareket olacak şekilde toplamda 500000 kez çiğneme işlemine tabii tutulmuştur (Şekil 22, 23 ve 24). Simülasyonun gerçekleştirildiği haznede distile su kullanılmıştır. Çiğneme simülatoründeki mekanik yaşlandırma işlemi sonrası örnekler toplamda 20000 olacak şekilde termal siklus cihazında yaşlandırma işlemine bırakılmıştır.



Şekil 3.24 : Çiğneme simülatoründe kullanılan parametreler.

### 3.5 Örneklerin Termal Siklüs Isısal Döngü İşlemiyle Yaşlandırılması

Elde edilen örneklere termal siklus cihazında 5<sup>0</sup> C ve 55<sup>0</sup> C derece arasındaki banyolarda 30'ar saniye kalarak 20000 kez termal siklus uygulanmıştır (Şekil 25).

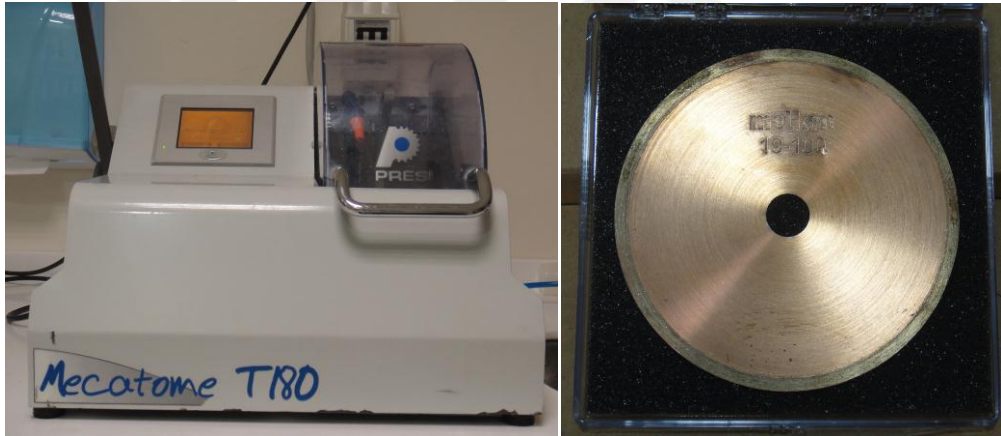


Şekil 3.25 : Termal siklus cihazı.

### 3.6 Örneklerin İncelemeye Hazırlanması

Yaşlandırma sonucu elde edilen tüm örnekler kemiği taklit etmesi için gömülmüş oldukları Technovit 4000 otopolimerizan akrilikten çıkarıldıktan sonra hassas kesim cihazına girmek üzere daha yumuşak yapıda olan ve hassas kesime olanak tanıyan akrilik bloklar içine mine sement sınırına kadar yerleştirilmiştir [145]. Mine çatlaklarından hatalı sızıntıları engellemek amacıyla, braketlerin etrafında 1 mm [102, 146] boşluk kalacak şekilde çift kat tırnak cilası [102] sürülmüş ve örnekler %0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletilmiştir [102, 146, 147].

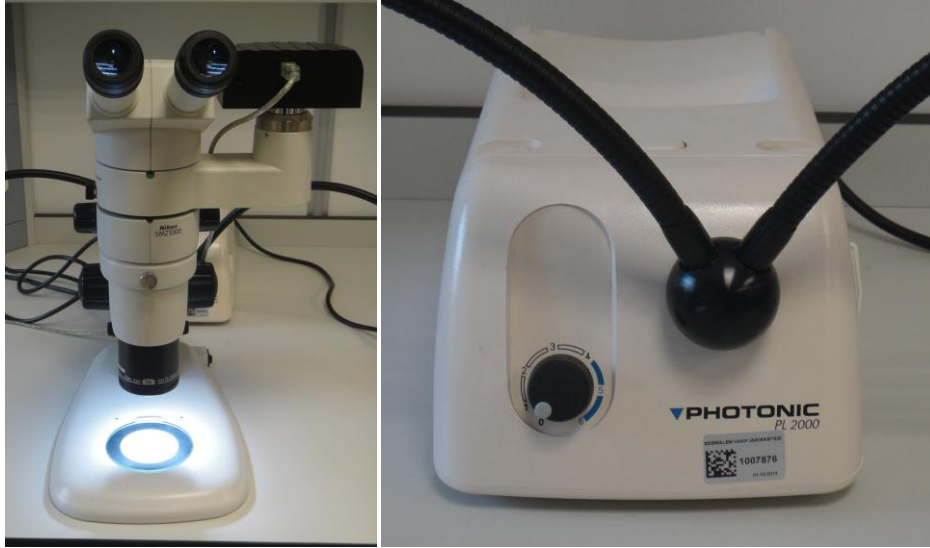
24 saat bekletilen örnekler hatalı boyanmaları engellemek amacıyla akan su altında yıkanmış, sonrasında Mecatome T180 (PRESI-Métallographie, Eybens, Fransa) hassas kesim cihazında dişler braketin ortasından dikey yönde Metkon 19-100 (101x12.7x0.3) (Metkon Endüstriyel San.Tic.A.Ş. Bursa, TÜRKİYE) elmas kesim diskiyle su soğutmalı olarak kesilmiştir (Şekil 26).



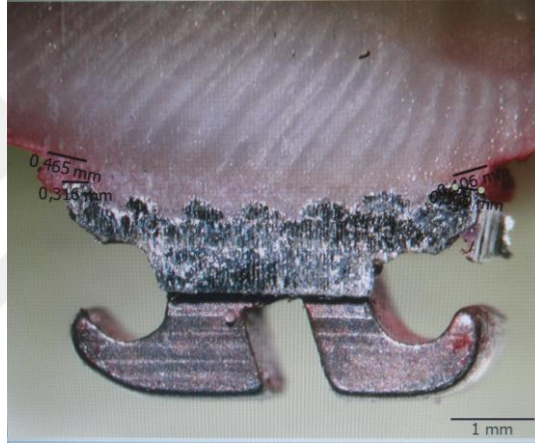
Şekil 3.26 : Hassas kesim cihazı ve kesimde kullanılan elmas disk.

### 3.7 Örneklerin İncelenmesi ve Mikrosızıntı Ölçümleri

Elde edilen örnekler Nikon SMZ1000 stereomikroskop (Nikon Corporation, Kanagawa, Japonya) altında 30X büyütmede incelenmiş, Photonic PL200 (Photonic Optische Geräte GmbH & Co KG, Viyana, Avusturya) cihazı ile fotoğraflanmış ve ölçümler Kameram (sürüm: 2.8.5.0) bilgisayar programı ile değerlendirilmiştir (Şekil 27 ve 28).



Şekil 3.27 : Stereo mikroskop ve Photonic PL2000 fotoğraflama cihazı.



Şekil 3.28 : Kameram (sürüm: 2.8.5.0) programı ile yapılan ölçümler.

### 3.8 Bulguların İstatistiksel Değerlendirilmesi

Çalışmamızda elde edilen bulguların istatistiksel analizinde SPSS istatistik programı (SPSS/PC Versiyon 22.0; SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılmıştır. Grupların değerlendirilmesinde Wilcoxon Testi ve Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal-Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Dunn Testi kullanılarak bulgular değerlendirilmiştir.



## 4. BULGULAR

### 4.1 Braket-Adeziv ve Mine-Adeziv Tüm Örneklerin Karşılaştırılması

İstatistiksel değerlendirmelerde anlamlılık düzeyi olarak  $p < 0,05$  belirlenmiştir. Tüm gruplarda oklüzal ve gingival kısımların braket-adeziv ve mine-adeziv yüzeyleri arası karşılaştırmalarında anlamlı farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla eşleştirilmiş gruplar için Wilcoxon testi uygulanmıştır. Ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $Z = -2,871$ ;  $p = 0,002 < 0,05$ ). Oklüzal kısımda braket-adeziv ve mine-adeziv ölçümlerinin toplam ortalaması ( $x = 0,532$ ) gingival kısımdaki braket-adeziv ve mine adeziv ölçümlerinin toplam ortalamasından ( $x = 0,651$ ) düşük bulunmuştur. Ölçülen en az mikrosızıntı median değeri oklüzal kısımda braket-adeziv arasında  $0,226$  mm ( $0,0-1,5$ ) olarak ölçülmüştür. En fazla mikrosızıntı median değeri ise  $0,776$  mm ( $0,0-2,53$ ) olarak gingival kısımda mine-adeziv arasında ölçülmüştür (Tablo 3).

**Tablo 4.1.** Tüm gruplar braket-adeziv ve mine-adeziv arası karşılaştırma.

N:160	Oklüzal		Gingival	
	Braket-Adeziv Arası	Mine-Adeziv Arası	Braket-Adeziv Arası	Mine-Adeziv Arası
Median	0,226	0,268	0,618	0,776
Minimum	0,0	0,0	0,0	0,0
Maximum	1,5	1,57	2,61	2,53
p	0,002	0,001	0,001	0,001

\*:  $p < 0,05$ , \*\*:  $p < 0,01$ , \*\*\*:  $p < 0,001$ , NS: önemsiz

### 4.2 Yalnızca Termal Siklusla Yaşlandırılan Örneklerin Değerlendirilmesi

Yalnızca termal siklusla yaşlandırılan örneklerden elde edilen verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis analizi kullanılmıştır (Tablo 4). En düşük mikrosızıntı median değeri braket-adeziv arasında asitle pürüzlendirilen grubun oklüzal tarafında ( $0,188$  mm ( $0,0-0,96$ )), en yüksek mikrosızıntı değeri ise  $0,976$  mm ( $0,518-1,379$ ) değeri ile self eth grubunda gingival tarafta kaydedilmiştir. Ölçümlerde ortalamaların grup değişkeni açısından anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Kruskal Wallis H-Testi sonuçlarına göre grup

ortalamaları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Gruplar içinde farklılığın hangi pürüzlendirme metodundan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Buna göre self etch, ER:YAG ve X-Runner ile pürüzlendirilen gruplardaki ölçümler birbirine yakın, asit ile pürüzlendirme yapılan gruptan yüksek bulunmuştur.

**Tablo 4.2 :** Termal siklus ile yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılması.

Değişken Aa	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.
Asit Etch (5)	0,188	0,0	0,96	0,234	0,00	0,809	0,215	0,0	0,673	0,50	0,0	1,00
Self Etch (6)	0,279	0,117	0,638	0,603	0,297	1,062	0,294	0,104	0,664	0,976	0,518	1,379
Er:YAG (7)	0,333	0,179	0,918	0,790	0,297	1,370	0,308	0,0	0,932	0,783	0,297	1,466
X-Runner (8)	0,232	0,0	0,545	0,522	0,316	1,244	0,351	0,141	0,894	0,927	0,538	1,749
p	<b>0,006</b>			<b>0,001</b>			<b>0,005</b>			<b>0,001</b>		

Kruskall-wallis analizi

### 4.3 Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklusla Yaşlandırılan Örneklerin Değerlendirilmesi

Hem çiğneme simülatörü hem de termal siklusla birlikte yaşlandırılan örneklerden elde edilen veriler Tablo 5’de belirtilmiştir. En düşük mikrosızıntı median değeri asitle pürüzlendirilen grupta oklüzal ölçümde (0,055 mm (0,00-0,41)), en yüksek mikrosızıntı median değeri ise Er:YAG lazer grubunda gingival ölçümde (1,233 mm (0,0-1,928)) kaydedilmiştir. Ölçümlerde ortalamaların grup değişkeni açısından anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla yapılan Kruskal Wallis H-Testi sonuçlarına göre grup ortalamaları arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Gruplar içinde farklılığın hangi pürüzlendirme metodundan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Buna göre self etch, ER:YAG ve X-Runner ile pürüzlendirilen gruplardaki ölçümler birbirine yakın, asit ile pürüzlendirme yapılan gruptan yüksek bulunmuştur.

**Tablo 4.3 :** Çiğneme Simülatörü kullanılarak termal siklusla birlikte yaşlandırılan örneklerden elde edilen verilerin değerlendirilmesi.

Değişken Ad	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.
Asit Etch (1)	0,055	0,00	0,41	0,289	0,00	0,57	0,173	0,00	0,39	0,239	0,00	0,7
Self Etch (2)	0,359	0,15	1,5	0,96	0,32	2,61	0,298	0,18	1,01	1,032	0,36	1,63
Er:YAG (3)	0,358	0,0	0,833	0,848	0,2	1,579	0,534	0,0	1,272	1,233	0,0	1,928
X-Runner (4)	0,332	0,16	0,85	0,795	0,26	1,44	0,425	0,15	1,57	1,151	0,59	2,53
<b>p</b>	<b>0,001</b>			<b>0,001</b>			<b>0,001</b>			<b>0,001</b>		

Kruskal wallis testi

#### 4.4 Asit ile Pürüzlendirilen Grupların Karşılaştırılması

Asitle pürüzlendirilen grupta termal siklus ve termal siklusla birlikte çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır (Tablo 6).

Oklüzal ve gingival taraftan kaydedilen braket-adeziv arası mikrosızıntı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,152>0,05$  ve  $p=0,297>0,05$ ). Oklüzal ve gingival taraflar için sadece termal siklüs uygulanan örneklerde mikrosızıntı median değeri (0,188 mm (0,0-0,96) ve 0,215 mm-(0,0-0,673)) daha yüksek ölçülmüştür.

Mine-adeziv arasında oklüzal taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırılan grupta 0,289 mm (0,0-0,57) olarak daha yüksek değerler ölçülmüştür ancak ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=0,549>0,05$ ). Mine-adeziv arasında gingival taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü kullanılarak yaşlandırılan grupta daha yüksek değerler kaydedilmiştir (0,5 mm (0,0-1,0)). Grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ( $p=0,007<0,05$ ).

**Tablo 4.4:** Asit ile pürüzlendirilen grupların karşılaştırılması.

Asit Etch	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Media n	Min	Maks	Media n	Min	Maks	Media n	Min	Maks	Media n	Min	Maks
Çiğneme Simülatörü	0,055	0,00	0,41	0,289	0,00	0,57	0,173	0,00	0,39	0,5	0,00	1,0
Termal Siklus	0,188	0,0	0,96	0,234	0,00	0,809	0,215	0,0	0,673	0,239	0,0	0,7
<b>p</b>	0,152			0,549			0,297			<b>0,007</b>		

#### 4.5 Self Etch ile Hazırlanan Grupların Karşılaştırılması

Self etch kullanılan grupta termal siklus ve termal siklusla birlikte çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır (Tablo 7). Oklüzal ve gingival taraftan kaydedilen braket-adeziv arası mikrosızıntı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,140>0,05$  ve  $p=0,978>0,05$ ). Oklüzal ve gingival taraflar için çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulanan örneklerde mikrosızıntı median değeri (0,359 mm (0,15-1,5) ve 0,298 mm (0,18-1,01)) daha yüksek ölçülmüştür.

Mine-adeziv arasında oklüzal taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırılan grupta 0,96 mm (0,32-2,61) olarak daha yüksek değerler ölçülmüştür ancak ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=0,317>0,05$ ). Mine-adeziv arasında gingival taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü kullanılarak yaşlandırılan grupta daha yüksek değerler kaydedilmiştir 1,032 mm (0,36-1,63). Grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ( $p=0,003<0,05$ ).

**Tablo 4.5 :** Self Etch ile hazırlanan grupların karşılaştırılması.

Self Etch	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-kAdeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.
Çiğneme Simülatörü	0,359	0,15	1,5	0,96	0,32	2,61	0,298	0,18	1,01	1,032	0,36	1,63
Termal Siklus	0,279	0,11	0,638	0,603	0,29	1,062	0,294	0,104	0,664	0,976	0,51	1,379
<b>p</b>	0,140			0,317			0,978			<b>0,003</b>		

#### 4.6 Er:YAG Lazer ile Hazırlanan Grupların Karşılaştırılması

Er:YAG lazer ile mine yüzeyi hazırlanan grupta termal siklus ve termal siklusla birlikte çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır (Tablo 8). Oklüzal ve gingival taraftan kaydedilen braket-adeziv arası mikrosızıntı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,473>0,05$  ve  $p=0,079>0,05$ ). Oklüzal ve gingival taraflar için çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulanan örneklerde mikrosızıntı median değeri (0,358 mm (0,0-0,833) ve 0,534 mm-(0,0-1,272)) daha yüksek ölçülmüştür.

Mine-adeziv arasında oklüzal taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırılan grupta 0,848 mm (0,2-1,579) olarak daha yüksek median değerleri ölçülmüştür ancak ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=0,685>0,05$ ). Mine-adeziv arasında gingival taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü kullanılarak yaşlandırılan grupta daha yüksek median değerleri kaydedilmiştir (1,233 mm (0,0-1,928)). Grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ( $p=0,037<0,05$ ).

**Tablo 4.6 :** Er:YAG lazer ile hazırlanan grupların karşılaştırılması.

Er:YAG Lazer	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Media n	Min.	Maks .	Media n	Min.	Maks .	Media n	Min .	Maks .	Media n	Min.	Maks .
Çiğneme Simülatörü	0,358	0,0	0,833	0,848	0,2	1,579	0,534	0,0	1,272	1,233	0,0	1,928
Termal Siklus	0,333	0,179	0,918	0,790	0,297	1,370	0,308	0,0	0,932	0,783	0,297	1,466
p	0,473			0,685			0,079			0,037		

#### 4.7 X-Runner Lazer Başlığı Kullanılarak Hazırlanan Grupların Karşılaştırılması

X-Runner lazer ile mine yüzeyi hazırlanan grupta termal siklus ve termal siklusla birlikte çiğneme simülatörü kullanılarak yapılan yaşlandırma sonrası elde edilen verilerin karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır (Tablo 9). Oklüzal ve gingival taraftan kaydedilen braket-adeziv arası mikrosızıntı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,31>0,05$  ve  $p=0,273>0,05$ ). Oklüzal ve gingival taraflar için çiğneme simülatörü ve termal siklus uygulanan

örneklerde mikrosızıntı median değeri (0,32 mm (0,16-0,85) ve 0,425 mm-(0,15-1,57)) daha yüksek ölçülmüştür.

Mine-adeziv arasında oklüzal taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırılan grupta 0,795 mm (0,26-1,44) olarak daha yüksek değerler ölçülmüştür ancak ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p=0,07>0,05$ ). Mine-adeziv arasında gingival taraftan gerçekleştirilen ölçümlerde ise çiğneme simülatörü kullanılarak yaşlandırılan grupta daha yüksek değerler kaydedilmiştir (1,15 mm (0,59-2,53)). Grup ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ( $p=0,041<0,05$ ).

**Tablo 4.7 :** X-Runner lazer ile hazırlanan grupların karşılaştırılması.

X-Runner	Oklüzal						Gingival					
	Braket-Adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası			Braket-adeziv Arası			Mine-Adeziv Arası		
	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.	Median	Min.	Maks.
Çiğneme Simülatörü	0,32	0,16	0,85	0,795	0,26	1,44	0,425	0,15	1,57	1,15	0,59	2,53
Termal Siklus	0,232	0,0	0,545	0,522	0,316	1,244	0,351	0,141	0,894	0,927	0,538	1,749
<b>p</b>	0,31			0,07			0,273			<b>0,041</b>		

## 5. TARTIŞMA

### 5.1 Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda fosforik asit, Self Etch adeziv, Er:YAG lazer ve X-Runner başlığı ile hazırlanan mine yüzeylerine braket yapıştırılması sonrasında oluşan mikrosızıntı; ortodontik amaçlı çekilmiş insan küçük azı dişleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Örnekler bir grupta yalnızca termal siklus kullanarak, diğer grupta ise çiğneme simülatörüyle birlikte termal siklus yöntemleri ile yaşlandırılmış, mikrosızıntı bazik fuksin ile tespit edilmiş ve mikrosızıntı miktarı stereomikroskop ile milimetrik olarak ölçülerek değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavilerde, braket altında oluşan mikrosızıntı, braketlerin mine yüzeyine bağlanmalarını, tedavinin başarısını ve beyaz lezyon oluşumunu etkileyen en önemli faktörlerden birisidir [148]. Asitle pürüzlendirme işleminde mine dokusunda madde kaybı olması [30], porözitenin artmasıyla renklenmeye yatkın hale gelerek beyaz lezyonların oluşma riskini arttırması [19, 149], özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu vakalarda braket etrafında bu riskin daha da artması [150], braket sökümü sırasında mine üzerinde hasar ve çatlaklar meydana gelmesi [30] gibi dezavantajlarının bulunması, ortodontide alternatif pürüzlendirme arayışına sebep olmuştur.

Asitle pürüzlendirmenin diğer bir dezavantajı 30 saniye beklendikten sonra dişler üzerine uygulanan asidin yıkanması ve bu yıkama sırasında hastaya verdiği kötü tattır. Bu durum hekim ve hasta konforunu etkilemekte ve teknik hassasiyeti arttırmaktadır. Aynı zamanda koltuk zamanını uzatmaktadır, yıkandıktan sonra mine yüzeyinde artık asit kalmaması ve kurulama sonrası tükürük kontaminasyonunun engellenmesi teknik hassasiyet açısından çaba gerektirmektedir. Bu dezavantajları aşmak amacıyla self etch sistemler geliştirilmiştir. Birçok çalışma, self etch sistemlerin mine yüzeyine bağlantısını yeterli bulmuştur [151, 152]. Yüzey taramalı elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda self etch adezivlerin mine yüzeyinde yeterince pürüzlendirme yaptığı rapor edilmiştir [153, 154]. Peutzfeldt ve ark. Prompt L-Pop self-etch adesiv ile yaptıkları çalışmada Prompt L-Pop self-etch adezivi asitle pürüzlendirmeye

alternatif olarak rapor etmişlerdir [155]. Bazı yazarlar aşındırılmış mine yüzeyine uygulandığında self etch adezivlerin fosforik aside iyi bir alternatif olacağını rapor etmişlerdir [156].

Lazer uygulamalarının ortodontide kullanılmaya başlamasıyla lazerlerin braket yapıştırıldıktan sonra oluşan mikrosızıntıda fosforik asit kadar başarılı olup olmadığıyla ilgili birçok çalışma yapılmıştır [16, 62, 64, 72, 74]. Fakat yapılan literatür incelemelerinin hiçbirinde dijital olarak kontrol edilebilen X-Runner lazer ile yapılan örneklerde mikrosızıntı çalışmasına rastlanmamış ve diğer yöntemlerde yalnızca termal siklus kullanıldığı tespit edilmiş olup, braket altında oluşan mikrosızıntıyı değerlendiren hiçbir çalışmada çiğneme simülatörü kullanılmadığı belirlenmiştir.

Ortodontide birçok *in vitro* araştırmada insan ve hayvan dişleri kullanılmıştır. Ağız içinde ortalama bir bölge olması ve çiğneme kuvvetlerine ön ve arka her iki bölgeden de maruz kaldığını düşündüğümüzden dolayı çalışmamızda ortodontik amaçlı çekilmiş insan küçük azı dişlerini kullanmaya karar verilmiştir [54, 64, 141, 142, 146, 148]. Toplanan çekilmiş dişlerin minesinin organik yapısında değişiklik olmaması için dişler testlere tabii tutulana dek distile suda bekletilmiştir [73, 157, 158].

Braket yapıştırma öncesi mine üzerindeki kalıntılar pürüzlendirmenin başarısını etkileyen, dolayısıyla braketlerin yapışmasını engelleyen önemli faktörlerdendir [159]. Çekilmiş dişler üzerindeki organik artıkların uzaklaştırılması amacıyla scaler ve mikromotor yardımıyla kıl fırça kullanılması, mine yüzeyinin florür içermeyen pomza ile temizlenmesi en çok tercih edilen yöntemlerdir [142, 148, 158, 160]. Çalışmamızda mine yüzeyini pürüzlendirmeden önce dişlerin mine sement sınırında kalan yumuşak doku kalıntıları scaler yardımı ile temizlenmiş, artıklar mine yüzeyinden flor içermeyen pomza ile 15 saniye boyunca mikromotora takılmış kıl fırça ile temizlenmiş, 20 saniye basınçlı su ile yıkanmış ve 10 saniye yağsız hava-su spreyi ile kurutulmuştur.

Günümüzde mine pürüzlendirmesinde en çok kullanılan fosforik asitin konsantrasyonu, uygulama süresi gibi faktörlerin mine yüzeyine etkileri birçok yazar tarafından araştırılmıştır [7, 109, 123, 161]. En çok kullanılan konsantrasyon düzeyi %37 ve asitleme için en uygun sürenin 15-30 saniye arasında olduğu rapor edilmiştir [162, 163]. Osorio ve ark.'nın metal braketler altında %37'lik fosforik asitle 15 saniye ve 60 saniye pürüzlendirme sürelerini karşılaştırdıkları çalışmada 60 saniye pürüzlendirilen grupta debonding sırasında istenmeyen mine hasarı görüldüğünü rapor



etmişlerdir [30]. 15 saniye uygulanan asitle pürüzlendirme işleminin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu gösteren çalışmalar mevcut olsa da Gardner ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmada ideal asitleme süresinin 30 saniye olduğunu rapor etmişlerdir [164]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda braket yapıştırılması için asitle pürüzlendirilen tüm gruplarda kullanılan %37'lik fosforik asit, mine yüzeyine 30 saniye süreyle uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde lazer teknolojilerinin kullanılmaya başlanmasıyla lazerin mine yüzeyindeki etkilerini araştıran ve minedeki hidoksiapatit kristallerini etkileyerek düzensiz bir mine yüzeyi oluşturduğu ve adezivlerin mikromekanik bağlantısını arttırdığını gösteren birçok çalışma yapılmıştır [16, 31, 34, 41, 54, 70, 142, 165]. Bu nedenle çalışmamızda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla su ve hidoksiapatit tarafından iyi absorbe edilen Er:YAG lazer tercih edilmiştir. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin karşılaştırıldığı çalışmada minimum invaziv etki, düşük atım değerleri kullanıldığında bile Er:YAG lazerin soğuk ablasyon ile optimum absorpsiyon özelliklerine sahip olduğu rapor edilmiştir [166]. Barbara ve ark. dijital olarak kontrol edilebilen Er:YAG lazer başlığı olan X-Runner başlığının, manuel Er:YAG lazer kadar etkili olduğunu savunmuşlardır [167]. Aynı zamanda X-Runner başlığı ile yapılan çalışmada, lazerin QSP modda kullanıldığında mine dokusu üzerinde çok daha etkili olduğu rapor edilmiştir [168]. Bu çalışma doğrultusunda hekim ve hasta konforu açısından daha avantajlı olduğu düşünülen dijital olarak kontrol edilebilen X-Runner başlığı da kullanılmıştır.

Çeşitli araştırmalar sonucunda Er:YAG lazerin mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığında lazerin güç, enerji ve saniyedeki atım sayısı değerlerindeki farklılığın mine yüzeyinde farklı etkilere yol açtığı görülmüştür. Yapılan literatür taraması sonucunda Er:YAG lazerin 80 mJ, 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ, 200 mJ enerji düzeylerinde ve 10-30 Hz aralığında farklı frekanslarda kullanıldığı bilgisine ulaşılmıştır [16, 48, 63, 64, 142, 165, 169]. Gutknecht ve ark.'nın Er:YAG lazerle yaptıkları çalışmada, QSP modunun ortalama yenileme oranının 120 Hz ve üstü seviyelere kolayca yükselebildiğini ve güç dalgalanmalarından etkilenmemek için QSP modda çalışılması gerektiğini bildirmişlerdir. QSP modunun kullanımıyla sert dokular üzerinde daha keskin oyuklar oluştuğu ve oyuk kenarlarındaki termal etkilerin en aza indirdiği rapor edilmiştir [170]. Bu çalışmaların sonuçları ve üretici firmanın önerileri göz önüne alındığında Manuel Er:YAG başlığı ve X-Runner başlığı için lazer

parametreleri QSP modda 120 mJ, saniyede 10 Hz, 1,2 Watt gücünde olarak ayarlanmıştır.

Mikrosızıntı yalnızca mine yüzeyi-adeziv arasında değil, adeziv-braket tabanı arasında da meydana gelmektedir [142, 148]. Braketlerin cinsi, taban özellikleri ve tasarımı farklılıklar gösterdiği gibi kullanılan adeziv de mikrosızıntıyı etkilemektedir. Günümüzde en çok tercih edilen braketler, tabanı örgülü sistem şeklinde dizayn edilmişlerdir [171]. Çalışmamızda da tabanı örgülü American Orthodontics Mini Roth Series (American Orthodontics Product, Washington, A.B.D.) braket tercih edilmiştir. Braketlerin yapıştırılmasında farklı adeziv sistemleri kullanılmaktadır. Bunlar kimyasal, ışıkla sertleşen ya da hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olmaktadır. Polimerizasyon süresinin kısa olması, bekleme işleminin yalnızca ışık uygulama süresi kadar olması ve sonrasında ark telinin hemen bağlanabilmesinden dolayı çalışmamızda ışıkla polimerize olan adeziv kullanılmıştır [172]. Kullanılan adezivi ışıkla polimerize etmek için hasta ve hekim konforu açısından avantajlı olması, ışınlama süresinin kısa olması ve teknik hassasiyeti en aza indirmesinden dolayı LED ışık kaynağı tercih edilmiştir [173, 174].

Çapraşıklık gösteren bir ağızda dişlerin seviyelenebilmesi için tel değişik seviyelerde braketlerin içinden geçirilir. Bu işlem esnasında telin elastikiyeti sonucu braketler üzerine kuvvet uygulanır. Diş kavsinin bütünü ele alındığında çok sayıda birbirinden farklı direnç değerlerine sahip dişler ve birbirlerine göre uzayın üç boyutunda değişik seviyelerde, mesafelerde ve açılarda yer almış braketlerden ve telden oluşan kompleks bir sistem oluşmaktadır [175]. Köşeli tellerin braket üzerinde daha fazla kuvvet ve sürtünme kuvveti uyguladığını rapor eden çalışmalar bulunmaktadır [176, 177]. Braket içinden geçen tel, brakete kuvvet uygulamakta, bu da braket ve diş arasındaki adezivi ağız içi ortamda etkilemektedir. Bu bilgiler doğrultusunda mikrosızıntı miktarının ağız içi kuvvetlerden etkileneceğini düşündüğümüzden çiğneme simülatörü ile yaşlandırılan tüm gruptaki örneklerde 0.016x0.022 inch kalınlığındaki nikel titanyum ark teli ile iki adet diş birbirine bağlanmıştır.

Yapılan literatür incelemesinde örneklerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma işlemi öncesinde, periodontal dokuları taklit etmesi açısından dişlerin köklerinin 0.1 mm kalınlığında otopolimerizan silikon ile kaplandığı görülmüştür. Çalışmamızda da bu yöntem ile periodontal dokular taklit edilmiştir. Ardından otopolimerizan akrilik rezin içine, braket seviyeleri aynı olacak şekilde dik olarak yerleştirilmiştir. Dişlerin akrilik

rezinin polimerizasyonu sırasında oluşan ısıdan etkilenmemesi için bloklar 5 dakika distile suda bekletilmiştir [126, 143, 144]. Yapılan araştırmalarda yapay periodontal membran olarak kullanılan Anti-Rutsch Lack ile, 5' N luk kuvvet altında saptanan diş hareketi, horizontal yönde  $100 \pm 30 \mu\text{m}$ , vertikal yönde ise  $65 \pm 21\mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. Bu değerler, Mhlemann tarafından belirtilen fizyolojik diş mobilitesi değerlerine yakındır [178-180].

Spierings ve ark. 1987 yılında yaptıkları araştırmada ağız içi ısının normal koşullarda yaklaşık olarak  $35,2 (\pm 2)$  olduğu rapor etmişlerdir [79]. Versluis ve ark. diş dokuları ile restoratif materyallerin termal genleşme katsayılarının farklı olmasından dolayı mikrosızıntıya neden olabilecek boşlukların olduğunu tespit etmiştir [80]. Yapılan bir araştırmada 10.000 kez  $5^{\circ}\text{C}$  ile  $55^{\circ}\text{C}$  arasında yapılan termal döngünün bir yıllık doğal döngüyü taklit ettiği rapor edilmiştir [81]. Termal siklus ile yapılan yaşlandırma sonucunda kollajenlerin hidrolizi ile ya da termal genleşme katsayısı dişe göre daha fazla olan restoratif materyallerin genleşi daralması sonucu boşluklar olduğu bildirilmiştir [81]. Daha önce ortodontide yapılan mikrosızıntı çalışmalarında örnekler yalnızca 5.000 kez termal siklus döngüsüyle yaşlandırılmıştır [142, 146, 158, 160]. Bizim alışmamızda ortodontik tedavi süresinin ortalama 2 yıl olduğunu düşünülerek, 2 yıla eşdeğer olacak şekilde 20.000 döngüde yaşlandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda siklüs sayıları ve uygulanan kuvvetler araştırmacıların amacına uygun olarak değişiklik göstermektedir [181]. Dewji ve ark. [124] yorma testinde 1000 kez döngü uygularken, Kheradmandan ve ark. [178] ile Beschnidt ve Strub [182] 1.200.000 kez döngü uygulamışlardır. Mi-Jin ve ark. [183] çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300.000 siklsta 49 N ile yaşlandırma yapılarak yüzey aşınma oranlarına bakmışlardır. Ghazal ve ark. [184, 185] bir çalışmalarında çiğneme simülatöründe 49 N kuvvetle 200.000 siklüs uygularken diğer bir çalışmalarında üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300.000 siklüs ile yaşlandırma yapmışlardır. Literatüre göre, çiğneme simülatöründe 240.000 döngü, bir yıllık ağız ortamına eşdeğerdir [186-188]. Bu nedenle, 2 yıllık klinik kullanım için 500.000 adet çiğneme döngüsünün, örneklerle uygulanması uygun bulunmuştur. Doğal çiğneme kuvvetleri bu araştırmada kullanılan 49 N' u aşabilmektedir ancak genellikle bu çok nadirdir [187]. Bu sebeple, örneklerle termal siklustan önce 50 N' luk bir kuvvet altında, dual akslı çiğneme simülatörü yardımıyla (2 mm vertikal, 1,5 mm horizontal), yaklaşık olarak iki yıllık klinik süreyi taklit edecek

şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Mikrosızıntının belirlenmesinde boyaların kullanılması en eski yöntemlerdendir. Kolay ve ucuz olduğu için sıklıkla tercih edilir [109, 117]. Bu teknik, çekilmiş dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre boya solüsyonu içinde bekletilmesi temeline dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sıızan boya miktarı mikroskop altında incelenir [114]. Araştırmalarda boyaların farklı konsantrasyonları ve farklı bekletme sürelerinin varlığı görülmektedir [113, 132]. Sıklıkla kullanılan boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal violet, %0,5-2 bazik fuksin, %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eosin gibi çeşitli boya solüsyonlarıdır [114, 116-118]. Bu bilgilerden yola çıkarak, hassas kesim cihazında gerçekleştirilecek işlem öncesinde örneklerin kök kısımlarının apekse yakın 1/3'lük kısmı akrilik bloklar içine yerleştirilmiştir. Ardından, kalan tüm örnek yüzeyi, istenmeyen boyar madde penetrasyonunu engellemek için braketlerin etrafında 1 mm boşluk kalacak şekilde 2 kat tırnak cilası ile kaplanmıştır [142, 157]. Sonrasında örnekler %0,5'lik bazik fuksin içinde 24 saat bekletilmiştir [142, 146].

Hazırlanan örneklerde braket-adeziv ve mine-adeziv arasındaki mikrosızıntıyı oklüzal ve gingival kısımlarda değerlendirebilmek için dişi buko-lingual yönde, braketin ortasından dik şekilde kesmek için Nimbalkar-Patil ve ark. tur motoru kullanmışlardır [147]. Ancak bu yöntem yeteri kadar hassas ve güvenli değildir. Çalışmamızda kesim işlemi su soğutmalı hassas kesim cihazında, 102 mm çapında, 0.3 mm kalınlığında elmas kesim diski kullanılarak gerçekleştirilmiştir [146, 189].

Kesilmiş örneklerde mikrosızıntının stereomikroskopta 16X, 20X, 40X gibi farklı büyütme altında, elektronik dijital kumpas yardımıyla ölçüldüğü ve skorlama ya da mm cinsinden kantitatif verilere dönüştürülerek kayıt altına almışlardır [142, 146, 147, 157, 189-192]. Çalışmamızda mikrosızıntı miktarı stereomikroskopta 30X büyütme altında dijital görüntüleme programıyla ölçülmüştür [192]. Skorumanın yeterince hassasiyet gösteremeyeceği düşünülerek (örn: 0.99 mm ile 1.01 arasında yalnızca 0.02 mm mevcut olmasına rağmen 0.99 mm 1 kategorisinde değerlendirilirken 1.01 mm 2 kategorisinde değerlendirilmektedir) ölçümler mm cinsinden kayda alınmıştır.

## 5.2 Bulguların Tartışılması

Mine pürüzlendirilmesinde kullanılan asit konsantrasyonu, asidin uygulama süresi ve kullanılan yapıştırıcının polimerizasyon büzülmesi gibi bir çok faktör mikrosızıntıya katkıda bulunur [193]. Braket ile adeziv arasındaki mikrosızıntı, mekanik bağlanma değerini düşüreceğinden braket kayıplarında rol oynayabilir. Bununla birlikte adezivmine yüzeyi arasındaki mikrosızıntı beyaz lezyonlara sebep olacağından mine yüzeyinin bütünlüğünün devamı açısından kritik önem taşımaktadır. [194]. Sabit ortodontik tedavi gören hastalar, tedavi görmeyenlere oranla daha fazla beyaz lezyon bulundurma potansiyeline sahiptirler [150], ve bu demineralizasyon süreci yalnızca 1 ay gibi kısa bir süre sonucunda görülebilmektedir [21].

Lazer ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi son yıllarda yaygın hale gelmiştir. Özellikle Er:YAG lazer ile yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar alınsa da çalışmaların çoğundaki ortak görüş lazerin mine pürüzlendirmesi için gelecekte daha cazip hale geleceği yönündedir [16, 41, 73].

Toodehzaeim ve ark. 2014 yılında kumlama, Er:YAG lazer ve asitle pürüzlendirme üzerine yaptıkları çalışmada en yüksek mikrosızıntı değerini gingival kısımda mine-adeziv arasında olduğunu rapor etmişlerdir [190]. Hamamcı ve ark. asitle ve lazerle pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada belirgin olarak gingival kısımda oklüzal kısımdan daha fazla mikrosızıntı olduğunu rapor etmişlerdir. Bu durum, Arhun [148] ve Ramoğlu'nun [195] çalışmalarında da belirttiği gibi dişin oklüzalindeki ve gingivalindeki yüzey eğriliğinin farklı olması sebebiyle, braketin yüzey konveksitesine uyum göstermemesi ve bu bölgedeki adezivin daha kalın olmasıyla açıklanmıştır [142]. Bu bulgular Alkış ve ark.'nın farklı adeziv sistemlerini karşılaştırarak yaptıkları çalışmada adezivler arasında fark olmadığını ancak mine-adeziv arasında ve gingival tarafta daha fazla mikrosızıntı bulduklarını rapor etmeleriyle desteklenmiştir [78]. Benzer şekilde, Yağcı ve ark. yaptıkları çalışmada indirekt teknikle braket yapıştırmışlar ve gingival kısımda mikrosızıntının daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir ve bu durumu artmış kompozit kalınlığıyla açıklamışlardır [158]. Çalışmamızda her iki protokolle yaşlandırılan grupta gingival tarafta ve mine adeziv arasındaki ölçülen mikrosızıntı değerinin anlamlı derecede fazla kaydedilmesi, literatürdeki çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir [78, 142, 148, 190, 195]. Çeşitli araştırmalarda self etch adezivlerle sağlanan mine-adeziv bağlantısının fosforik

asit ile elde edilenden daha zayıf olduğu ifade edilmiştir [196, 197]. Ayrıca farklı araştırmacılar self etch adezivlerle sağlanan pürüzlü görünümün fosforik asitle kıyaslandığında çok daha yüzeyel olduğunu ve daha az tutuculuk sağladığını belirtmişlerdir [154, 156]. Bu yüzeyel ve çok belirgin olmayan pürüzlenmenin self etch adezivlerin mine yüzeyine penetrasyonundaki eksikliğe dayandırılmıştır [154]. Öte yandan ideal pürüzlülüğün oluşturulamaması zayıf bir bağlanma olduğu anlamına gelmediğini rapor eden çalışmalar da mevcuttur [154, 198]. Bir çalışmada transmisyon elektron mikroskobu (TEM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi sonucunda oluşan uzantıların sadece saf rezin değil, rezinle çevrelenmiş hidroksiapatit kristalleri içerdiği görülmüş ve self etch adezivlerde mine ve adeziv arası bağlantının adeziv uzantılarından daha çok, kristaller arası ve kristallerin içerisindeki hibridizasyona bağlı olduğu bildirilmiştir [199].

Asitle pürüzlendirmede oluşan rezin tagların varlığı mikrosızıntıları önlemede önemli bir faktördür [200]. Derin bir pürüzlendirme paterni daha iyi rezin penetrasyonu sağlamaktadır, ancak mine yüzeyi ile adeziv arasında mikrosızıntı olmamasını garanti etmemektedir [195]. Bu durum 24 ay süren *in vivo* çalışma sonrası, asitle pürüzlendirilen ve self etch adeziv kullanılan dişlerde mikrosızıntı açısından fark bulunmamasıyla desteklenmektedir [201]. Diğer yandan bazı araştırmacılar bağ direncinin önemli derecede düşük olması ve mikrosızıntının fazla olması nedeniyle self etch adezivlerin kullanılmamasını önermektedir [202, 203]. Uysal ve ark.'nın metal ve seramik braketler altında gerçekleşen mikrosızıntıyı değerlendirmek için asit ve self etch adezivler kullanarak yaptıkları çalışmada, self etch grubunda mine adeziv arasındaki mikrosızıntının daha fazla olduğunu [160]. Çalışmamızda benzer çalışmalarla uyumlu şekilde, self etch adeziv kullanılan örneklerde mikrosızıntı, lazer kullanılan örneklere yakın miktarda, ancak asitle pürüzlendirilen örneklere göre belirgin olarak fazla bulunmuştur [142, 160].

Fosforik asitle pürüzlendirme, mine üzerinde derin, üniform, asitle karakterize bir alan yaratır. Fosforik asitle karşılaştırıldığında self etch adeziv görüntüleri üniform, daha konservatif, düzenli adeziv penetrasyonu ile birlikte, daha az mine deminerilizasyonun gösteren alanlar oluşturmuştur [204]. Er:YAG lazer ile yapılan mine pürüzlendirmesinin, asitle yapılan pürüzlendirme ve self etch adezivle kıyaslandığında düzensiz heterojen mikropatlama ile karakterize bir mine yüzeyi oluşturduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur [62]. Lazerle pürüzlendirilen örneklerde asitle

pürüzlendirilen örneklerle kıyasla daha fazla mikrosızıntı olmasına rağmen, lazerle pürüzlendirilen minenin aside daha dirençli olduğunu, bunun da beyaz nokta lezyonları ve çürük oluşumunu inhibe edebileceğini savunan çalışmalar literatürde mevcuttur [205, 206]. Bu nedenle lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyindeki çürük direncinin [10, 207] ortodontistler için büyük önem arz edebileceği düşünülmektedir. Ancak Hamamcı ve ark. 2013 yılında Er:YAG lazer ve asit pürüzlendirmeye hazırlanan mine yüzeyinde, braket altında oluşan mikrosızıntıyı değerlendirmek için yaptıkları çalışmada lazer grubunda belirgin derecede artmış mikrosızıntı rapor etmişlerdir [142].

Raji ve ark. 2013 yılında yayınladıkları Er:YAG lazer ile hazırlanan mine yüzeyinde braketlerin bağlanma dayanımı ölçen çalışmada braket kayıplarının mine adeviz kısmındaki kopmalardan kaynaklandığını ve Er:YAG lazerin mine yüzeyi için güvenilir olmadığını bildirmişlerdir [208]. Aynı şekilde Di Carlo ve ark. Er:YAG lazer ile hazırlanan mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin sökülmesi sonrasında mine yüzeyini SEM ile incelemişler ve Er:YAG lazer ile değerlendirilen örneklerde mine yüzeyine daha zayıf bağlantı rapor etmişlerdir. Er:YAG lazer için gerekli ekipman ve bakımın pahalı olması göz önüne alındığında fosforik asite kıyasla avantajlı olmadığı sonucuna varmışlardır [209]. Bununla birlikte literatürdeki birçok çalışmada, kompozit restorasyonlarda Er:YAG lazer ile yapılan kavite restorasyonlarında yüksek miktarda mikrosızıntı görüldüğü rapor edilmiştir. Palma Dibb ve ark. insan üçüncü molar dişlerinin oklüzal ve servikalindeki mine kısmına Er:YAG lazerle yaptıkları kavite preparasyonları sonrasında mikrosızıntı miktarını ölçmüşler ve Er:YAG lazerin kullanımını uygun bulmamışlardır [210].

Lazerle pürüzlendirme işlemiyle yapıştırılan braketlerin çiğneme simülatörüne tabii tutulduğu ve ardından mikrosızıntının değerlendirildiği bir çalışma ortodontik literatürde mevcut değildir. Operatif diş hekimliğinde, lazerle pürüzlendirme uygulanmış yüzeylerde gerçekleşen mikrosızıntıyı değerlendiren bazı çalışmalarda mikrosızıntının azaldığını bildirirken [211-214], bazıları mikrosızıntının arttığını bildirmiştir [47, 214-216]. Lazerle pürüzlendirme işleminden sonra görülen fazla mikrosızıntı, güç çıkışlarına ve heterojen yüzey karakteristikleriyle açıklanabilir [62]. Yüzey yapısının heterojen şekilde pürüzlendirilmesi yapıştırma alanının farklı bölümlerinde farklı yapışkan kalınlığına neden olabilir. Farklı kalınlığa sahip kompozit adezivlerin mikrosızıntı oluşumunda etkili olabileceği rapor edilmiştir [158].

Self etch sistemleri lazer sistemlerden daha fazla mikrosızıntıya neden olmuştur, ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Sonuçlarımız lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeyinde mikrosızıntının daha fazla görüldüğünü bildiren çalışmaların sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir [64, 214, 216].

Sabzevari ve ark.'nın termal siklus ile yaşlandırılan örneklerde braket altında oluşan mikrosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmada termal siklus ile yaşlandırılan grupta mikrosızıntı miktarının daha fazla olduğunu rapor edilmiştir [217].

Ortodontik literatürde termal siklusun kullanıldığı bu çalışma dışında yaşlandırma prosedürü ile ilgili başka bir çalışma mevcut değildir. Benzer şekilde çiğneme simülatörünü bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Ancak Poitevin ve ark.'nın yaptığı dolgu arayüzlerindeki bağlanma dayanımının dinamik kuvvetlerin etkisini araştırdıkları çalışmada, adevizin mekanik yorulması sonucu bağlantının zayıfladığını rapor etmişlerdir [218]. De Souza ve ark.'nın yaptığı 2012 yılındaki dental kompozitlerin aşınma mekanizmalarını iki farklı *in vitro* yöntemle karşılaştırdığı çalışmada kompozit materyallerde yüzey ve yüzeyaltı mikroçatlakların oluştuğunu bildirmiştir. Aynı zamanda bu mikroçatlakların oluşumunun aşırı aşınmaya yol açtığını savunmuşlardır [219]. Bu bilgiler Rütterman ve ark.'nın 2014 yılında yaptığı rezin esaslı dental materyallerin yüzey enerjilerinin çiğneme simülatörüyle zayıfladığını rapor ettikleri çalışma ile desteklenmektedir [220]. Ana Karina ve ark.'nın 2004 yılında kompozit dolgularda çiğneme simülatörüyle yaşlandırma prosedürünün mikrosızıntıya etkisini araştırdıkları çalışmada, mekanik ve termal siklusla birlikte yaşlandırılmış örneklerde; yalnızca termal siklus ve yalnızca mekanik yaşlandırmayla ölçülenden daha fazla mikrosızıntı olduğunu rapor etmişlerdir. Bu durumu, adezivin mevcut en zayıf noktalarının mekanik olarak yorulmasıyla ilişkilendirmişlerdir [221]. Çalışmamızda da benzer şekilde çiğneme simülatöründe mekanik streslerle maruz kalan örneklerin gingival kısımdaki kompozitin daha kalın olmasına bağlı olarak daha çok yorulduğu, bunun sonucunda da artmış mikroçatlaklar oluştuğu düşünülebilir.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Dört farklı yöntemle pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan braketleri içeren örneklerin termal siklus ve termal siklusa ilaveten çiğneme simülatörü kullanarak yaşlandırılması sonrasında oluşan mikrosızıntıyı değerlendirdiğimiz çalışmamızdan şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Hazırlanan tüm gruplarda oluşan mikrosızıntı değerleri braketin gingival kısmında daha fazla ölçülmüştür.
2. Fosforik asitle pürüzlendirilen gruplarda ölçülen mikrosızıntı değerleri her iki yaşlandırma yönteminde de daha düşük kaydedilmiştir.

Termal siklus ve çiğneme simülatörü ile yaşlandırılan grupta termal ve mekanik etkiler mikrosızıntı değerlerini arttırmıştır. Ağız koşullarının doğru simülasyonu laboratuvar testlerinde adeziv malzemelerin performansını daha iyi değerlendirmek ve anlamak açısından önem taşıyabilir.

## KAYNAKLAR

- [1.] Taylor, M.J. (2008). Twenty-four hour hypothermic machine perfusion preservation of porcine pancreas facilitates processing for islet isolation. *Transplant Proc*, 40(2), 480-2.
- [2.] Kidd, E.A. (1976). Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J*, 141(10), 305-10.
- [3.] Gwinnett, J.A. (1995). Comparison of three methods of critical evaluation of microleakage along restorative interfaces. *J Prosthet Dent*, 74(6), 575-85.
- [4.] Dejou, J., Sindres, V. and Camps, J. (1996). Influence of criteria on the results of in vitro evaluation of microleakage. *Dent Mater*, 12(6), 342-9.
- [5.] Dauvillier, B.S. (2000). Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res*, 79(3), 818-23.
- [6.] Yap, A.U. and Seneviratne, C. (2001). Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*, 26(5), 460-6.
- [7.] Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6), 849-53.
- [8.] Driessens, F.C. (1977). Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J*, 27(4), 317-23.
- [9.] Pashley, D.H. (1992). The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent*, 17(6), 229-42.
- [10.] Oho, T. and Morioka, T. (1990). A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, 24(2), 86-92.
- [11.] Dalton Bittencourt, D. (2005). An 18-months' evaluation of self-etch and etch & rinse adhesive in non-cariou cervical lesions. *Acta Odontol Scand*, 63(3), 173-8.
- [12.] Nature, (1960). *M.T.S.o.r.i.r.*, nature.
- [13.] Takac, S. and Stojanovic, S. (1999). Characteristics of laser light. *Med Pregl*, 52(1-2), 29-34.
- [14.] Hibst, R. (2010). Mechanism of high-power NIR laser bacteria inactivation. *J Biophotonics*, 3(5-6), 296-303.
- [15.] Li, Z.Z., Code, J.E. and Van De Merwe, W.P. (1992). Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, 12(6), 625-30.
- [16.] Usumez, S., Orhan, M. and Usumez, A. (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(6), 649-56.

- [17.] **Gillgrass, T.J.** (1999). Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements. *J Dent*, 27(6), 455-61.
- [18.] **James, J.W.** (2003). *Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets.* *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(5), 555-61.
- [19.] **Gorelick, L., Geiger, A.M. and Gwinnett, A.J.** (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod*, 81(2), 93-8.
- [20.] **Hadler-Olsen, S.** (2012). The incidence of caries and white spot lesions in orthodontically treated adolescents with a comprehensive caries prophylactic regimen--a prospective study. *Eur J Orthod*, 34(5), 633-9.
- [21.] **O'Reilly, M.M. and Featherstone, J.D.** (1987). Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 92(1), 33-40.
- [22.] **Esquivel-Upshaw, J.F.** (2012). Three years in vivo wear: core-ceramic, veneers, and enamel antagonists. *Dent Mater*, 28(6), 615-21.
- [23.] **Craig R.P.J.** (2002). *Restorative Dental Materials.* Restorative Dental Materials, 11th Edition, *Mosby*, 28-45.
- [24.] **Hikita, K.** (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23(1), 71-80.
- [25.] **Mohammed, R.E.** (2016). Comparing orthodontic bond failures of light-cured composite resin with chemical-cured composite resin: A 12-month clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150(2), 290-4.
- [26.] **Peumans, M.** (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21(9), 864-81.
- [27.] **Berry, E.A. and Ward, M.** (1995). Bond strength of resin composite to air-abraded enamel. *Quintessence Int*, 26(8), 559-62.
- [28.] **Swift, E.J.** (1998). Bonding systems for restorative materials--a comprehensive review. *Pediatr Dent*, 20(2), 80-4.
- [29.] **Hadad, R., Hobson, R.S. and McCabe, J.F.** (2006). Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater*, 22(9), 870-4.
- [30.] **Osorio, R., Toledano, M. and Garcia-Godoy, F.** (1999). Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod*, 69(1), 45-8.
- [31.] **Lee, B.S.** (2003). Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod*, 73(5), 565-70.
- [32.] **Eidelman, E.** (1993). Intentional sealing of occlusal dentin caries: a controversial issue. *Pediatr Dent*, 15(5), 312.
- [33.] **Donnan, M.F. and Ball, I.A.** (1988). A double-blind clinical trial to determine the importance of pumice prophylaxis on fissure sealant retention. *Br Dent J*, 165(8), 283-6.

- [34.] **Moshonov, J.** (2005). Acid-etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent*, 15(3), 205-9.
- [35.] **Abate, P.F., Molina, M.J. and Macchi, R.L.** (2001). Adhesion of composite to air-abraded enamel and dentin. *Acta Odontol Latinoam*, 14(1-2), 14-7.
- [36.] **Goldstein, R.E. and Parkins, F.M.** (1994). Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*, 125(5), 551-7.
- [37.] **Hatibovic-Kofman, S., Wright, G.Z. and Braverman, I.** (1998). Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent*, 20(3), 173-6.
- [38.] **Ellis, R.W., Latta, M.A. and Westerman, G.H.** (1999). Effect of air abrasion and acid etching on sealant retention: an in vitro study. *Pediatr Dent*, 21(6), 316-9.
- [39.] **Moritz, A.** (1996). Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg*, 14(3), 133-6.
- [40.] **Chan, D.C.** (1999). Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent*, 24(6), 331-6.
- [41.] **Berk, N., Basaran, G. and Özer, T.** (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod*, 30(2), 183-9.
- [42.] **Bevilacqua, L.** (2007). Influence of air abrasion and etching on enamel and adaptation of a dental sealant. *Eur J Paediatr Dent*, 8(1), 25-30.
- [43.] **Hibst, R. and Keller, U.** (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, 9(4), 338-44.
- [44.] **Mehl, A.** (1997). 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater*, 13(4), 246-51.
- [45.] **Burkes, E.J.** (1992). Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent*, 67(6), 847-51.
- [46.] **Hossain, M.** (1999). Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg*, 17(3), 105-9.
- [47.] **Visuri, S.R.** (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 75(1), 599-605.
- [48.] **Dunn, W.J., Davis, J.T. and Bush, A.C.** (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater*, 21(7), 616-24.
- [49.] **Von Fraunhofer, J.A., Allen, D.J. and Orbell, G.M.** (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod*, 63(1), 73-6.
- [50.] **Mahavir, B. and Mishra, S.M.** (2011). Lasers and its Clinical Applications in Dentistry. *International Journal Of Dental Clinics*, 3(4): 35-38.

- [51.] **Fornaini, C.** (2012). Low energy KTP laser in oral soft tissue surgery: A 52 patients clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(2), e287-91.
- [52.] **Damante, C.A.** (2004). Histomorphometric study of the healing of human oral mucosa after gingivoplasty and low-level laser therapy. *Lasers Surg Med*, 35(5), 377-84.
- [53.] **Kenneth, H., Chan, J.M.J. and Daniel, F.** (2016). A new sealed RF-excited CO<sub>2</sub> laser for enamel ablation operating at 9.4- $\mu$ m with a pulse duration of 26- $\mu$ s Proc SPIE Int Soc Opt Eng, 2016 February 13; 9692(doi:10.1117/12.2218651).
- [54.] **Miresmaeili, A.** (2014). Effect of carbon dioxide laser irradiation on enamel surface microhardness around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 146(2), 161-5.
- [55.] **Brugnera Junior, A.** (1997). The use of carbon dioxide laser in pit and fissure caries prevention: clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg*, 15(2), 79-82.
- [56.] **Walsh, L.J.** (1996). Split-mouth study of sealant retention with carbon dioxide laser versus acid etch conditioning. *Aust Dent J*, 41(2), 124-7.
- [57.] **Welbury, R. and Lygidakis, N.A.** (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*, 5, 179-184.
- [58.] **Ariyaratnam, M.T.** (1997). A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater*, 13(1), 51-5.
- [59.] **Usumez, A. and Aykent, F.** (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent*, 90(1), 24-30.
- [60.] **Fujii, T.** (1998). Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. *J Periodontol*, 69(11), 1283-90.
- [61.] **Cozean, C.** (1997). Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, 128(8), 1080-7.
- [62.] **Martinez-Insua, A.** (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84(3), 280-8.
- [63.] **Etemadi, A.** (2015). Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation of Composite Surface Irradiated by Different Powers of Er:YAG Laser. *J Lasers Med Sci*, 6(2), 80-4.
- [64.] **Borsatto, M.C.** (2004). Microleakage at sealant/enamel interface of primary teeth: effect of Er:YAG laser ablation of pits and fissures. *J Dent Child (Chic)*, 71(2), 143-7.
- [65.] **Topcuoglu, T.** (2013). Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er:YAG laser ablation. *Photomed Laser Surg*, 31(10), 486-91.
- [66.] **De Jesus Tavares, R.R.** (2017). Er:YAG pre-treatment for bonding of orthodontic bracket: 1 year of in vitro treatment. *Clin Cosmet Investig Dent*, 9, 19-25.

- [67.] **Akin, M.** (2016). Different pulse modes of Er:YAG laser irradiation: effects on bond strength achieved with self-etching primers. *J Orofac Orthop*, 77(3), 151-9.
- [68.] **Rizoiu, I.M., Eversole, L.R. and Kimmel, A.I.** (1996). Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 82(4), 386-95.
- [69.] **Eversole, L.R., Rizoiu, I. and Kimmel, A.I.** (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc*, 128(8), 1099-106.
- [70.] **Lorenzo, M.C.** (2015). Ultrashort pulsed laser conditioning of human enamel: in vitro study of the influence of geometrical processing parameters on shear bond strength of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*, 30(2), 891-900.
- [71.] **Ma, D.R.** (1999). Microleakage evaluation of pit and fissure sealants done with different procedures, materials, and laser after invasive technique. *The Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*, 24 (1), 63-8.
- [72.] **Üşümez, S. ve Malkoç, S.** (2000). Er,Cr:VSGG Hidrokinetik LASER Sistemiyle Mine Pürüzlendirilmesinin Ortodontik Aparevlerin Yapışma Kuvvetine Etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 3(1), 6-8.
- [73.] **Basaran, G.** (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod*, 77(1), 117-23.
- [74.] **Cehreli, S.B., Gungor, H.C. and Karabulut E.** (2006). Er,Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study. *J Adhes Dent*, 8(6), 381-6.
- [75.] **Ergucu, Z., Celik, E.U. and Turkun, M.** (2007). Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *Gen Dent*, 55(1), 27-32.
- [76.] **Moszner, N., Salz, U. and Zimmermann, J.** (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*, 21(10), 895-910.
- [77.] **Zope, A.** (2016). Comparison of Self-Etch Primers with Conventional Acid Etching System on Orthodontic Brackets. *J Clin Diagn Res*, 10(12), ZC19-ZC22.
- [78.] **Alkis, H., Turkkahraman, H. and Adanir, N.** (2015). Microleakage under orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Eur J Dent*, 9(1), 117-21.
- [79.] **Spierings, T.A.** (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*, 66(8), 1336-9.
- [80.] **Versluis, A., Douglas, W.H. and Sakaguchi, R.L.** (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12(5), 290-4.

- [81.] **Gale, M.S. and Darvell, B.W.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2), 89-99.
- [82.] **Morresi, A.L.** (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 295-308.
- [83.] **Li, H., Burrow, M.F. and Tyas, M.J.** (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18(3), 189-96.
- [84.] **Kramer, N.** (2012). Effect of thermo-mechanical loading on marginal quality and wear of primary molar crowns. *Eur Arch Paediatr Dent*, 13(4), 185-90.
- [85.] **Xie, B., Dickens, S.H. and Giuseppetti, A.A.** (2002). Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent*, 15(3), 177-84.
- [86.] **Leloup, G.** (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80(7), 1605-14.
- [87.] **Kitasako, Y.** (2000). Monkey pulpal response and microtensile bond strength beneath a one-application resin bonding system in vivo. *J Dent*, 28(3), 193-8.
- [88.] **De Munck, J.** (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 82(2), 136-40.
- [89.] **Hashimoto, M.** (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*, 63(3), 306-11.
- [90.] **De Munck, J.** (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-32.
- [91.] **De Munck, J.** (2005). One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*, 30(1), 39-49.
- [92.] **Frankenberger, R.** (2005). Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 26(14), 2043-52.
- [93.] **Frankenberger, R. and Tay, F.R.** (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*, 21(5), 397-412.
- [94.] **Beuer, F.** (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 28(4), 449-56.
- [95.] **Kern, M.** (1993). Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 21(2), 117-21.
- [96.] **Bates, J.F., Stafford, G.D. and Harrison, A.** (1976). Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 3(1), 57-67.
- [97.] **Kohyama, K.** (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*, 49(10), 805-16.
- [98.] **Fontijn-Tekamp, F.A. et al.** (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79(7), 1519-24.

- [99.] **Morneburg, T.R. and Proschel, P.A.** (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, 15(1), 20-7.
- [100.] **Heydecke, G., Zhang, F. and Razzoog, M.E.** (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, 85(6), 551-7.
- [101.] **Raabe, D.** (2009). The chewing robot: a new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 6050-3.
- [102.] **Steiner, M.** (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25(4), 494-9.
- [103.] **S.D. Heintzea, Zellwegera, G., Cavalleria, A. and Ferracane, J.** (2005). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Academy of Dental Materials*, 4.
- [104.] **Wassell, R.W., McCabe, J.F. and Walls, A.W.** (1994). A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 73(9), 1546-53.
- [105.] **Jung, Y.S.** (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, 2(3), 111-5.
- [106.] **Dejak, B., Mlotkowski, A. and Romanowicz, M.** (2005). Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent*, 94(6), 520-9.
- [107.] **Sundh, A., Molin, M. and Sjogren, G.** (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21(5), 476-82.
- [108.] **D'Arcangelo, C.** (2014). Wear properties of a novel resin composite compared to human enamel and other restorative materials. *Oper Dent*, 39(6), 612-8.
- [109.] **Taylor, M.J. and Lynch, E.** (1992). Microleakage. *J Dent*, 20(1), 3-10.
- [110.] **Going, R.E.** (1972). Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, 84(6), 1349-57.
- [111.] **Alani, A.H. and Toh, C.G.** (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22(4), 173-85.
- [112.] **Bernhard Lfischer, D.M.D., Felix Lutz, M.D., Heinz Ochsenbein, D.M.D. and Hans, R.** (1978). M/ihleman, M.D., D.M.D, Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistr*, 39(4), 409-413.
- [113.] **Mueninghoff, L.A., Dunn, S.K. and Leinfelder, K.F.** (1990). Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent*, 3(5), 192-4.
- [114.] **Erdilek, D.** (2009). Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on Microleakage in Class II Ormocer Restorations. *Eur J Dent*, 3(3), 200-5.



- [115.] **Holan, G.** (1992). Marginal leakage of impregnated Class 2 composites in primary molars: an in vivo study. *Oper Dent*, 17(4), 122-8.
- [116.] **Piva, E.** (2002). Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig*, 6(4), 244-8.
- [117.] **Loguercio, A.D.** (2004). In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int*, 35(1), 29-34.
- [118.] **Williams, P.T., Schramke, D. and Stockton, L.** (2002). Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent*, 27(6), 628-35.
- [119.] **Heinrich, R. and Kunzel, W.** (1986). Diagnosis and treatment of carious dentine. *J Int Assoc Dent Child*, 17(1), 5-8.
- [120.] **Roulet J.F., Blunck R.T. and Noack M.** (1989). Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscopy*, 3(1), 147-159.
- [121.] **Wendt, S.L., McInnes, P.M. and Dickinson, G.L.** (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8(3), 181-4.
- [122.] **Chan, K.C. and Swift, E.J.** (1989). Leakage of chemical and light-cured basing materials. *J Prosthet Dent*, 62(4), 408-11.
- [123.] **Gwinnett, A.J.** (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*, 16(7), 731-8.
- [124.] **Dewji, H.R.** (1998). Bond strength of Bis-GMA and glass ionomer pit and fissure sealants using cyclic fatigue. *Eur J Oral Sci*, 106(1), 594-9.
- [125.] **Eunice, C., Margarida, A., Anabela, P., João, C.L., Maria, B., Manuel, F.** (2014). Microleakage study of a restorative material via radioisotope methods. *Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária*
- [126.] **Att, W.** (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101(4), 239-47.
- [127.] **Alton, M., Lacy, M., Craig, W., Weiming, D., Larry, W.** (1992). In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent*, 67, 7-10.
- [128.] **Bergenholtz, G.** (1982). Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol*, 11(6), 439-50.
- [129.] **Zivkovic, S., Bojovic, S. and Pavlica, D.** (2001). Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91(3), 353-8.
- [130.] **Baumgartner, W.J. Robert, B.S., Bustard, E. and Feierabend, R.F.** (1963). Leakage at the margins of amalgam restorations. *j. pros. dent.*, 12(3).
- [131.] **Shortall, A.C.** (1982). Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J*, 153(6), 223-7.
- [132.] **Taylor, M.J. and Lynch, E.** (1993). Marginal adaptation. *J Dent*, 21(5), 265-73.

- [133.] **Pameijer, C.H.** (1979). Replication techniques with new dental impression materials in combination with different negative impression materials. *Scan Electron Microsc*, (2), 571-4.
- [134.] **Wu, M.K. and Wesselink, P.R.** (1993). Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J*, 26(1), 37-43.
- [135.] **Soares, C.J.** (2005). Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res*, 19(4), 295-301.
- [136.] **Pioch, T.** (1997). Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Adv Dent Res*, 11(4), 453-61.
- [137.] **Watson, T.F.** (1994). Applications of high-speed confocal imaging techniques in operative dentistry. *Scanning*, 16(3), 168-73.
- [138.] **Pioch, T, Duschner, S.H., Garciaí H. and Godoy, F.** (2001). Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent*. Aug;14(4), 252.
- [139.] **Neves, A.A.** (2014). 3D-microleakage assessment of adhesive interfaces: exploratory findings by muCT. *Dent Mater*, 30(8), 799-807.
- [140.] **Jacker-Guhr, S.** (2016). Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. *Clin Oral Investig*, 20(7), 1709-18.
- [141.] **Ozturk, F.** (2016). Micro-CT evaluation of microleakage under orthodontic ceramic brackets bonded with different bonding techniques and adhesives. *Eur J Orthod*, 38(2), 163-9.
- [142.] **Hamamci, N., Akkurt, A. and Basaran, G.** (2010). In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. *Lasers Med Sci*, 25(6), 811-6.
- [143.] **Clausen, J.O., Abou Tara, M. and Kern, M.** (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dent Mater*, 26(6), 533-8.
- [144.] **Naumann, M., Preuss, A. and Rosentritt, M.** (2006). Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build-ups, and all-ceramic crowns: an in vitro evaluation after chewing simulation. *Acta Odontol Scand*, 64(1), 31-6.
- [145.] **Abdelnaby, Y.L. and Al-Wakeel, E.E.** (2010). Influence of modifying the resin coat application protocol on bond strength and microleakage of metal orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 80(2), 378-84.
- [146.] **Pakshir, H. and Ajami, S.** (2015). Effect of Enamel Preparation and Light Curing Methods on Microleakage under Orthodontic Brackets. *J Dent (Tehran)*, 12(6), 436-46.
- [147.] **Nimbalkar-Patil, S., Vaz, A. and Patil, P.G.** (2014). Comparative evaluation of microleakage of lingual retainer wires bonded with three different

lingual retainer composites: an in vitro study. *J Clin Diagn Res*, 8(11), ZC83-7.

- [148.] **Arhun, N.** (2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod*, 76(6), 1028-34.
- [149.] **Mitchell, L.** (1992). Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances--an overview. *Br J Orthod*, 19(3), 199-205.
- [150.] **Ogaard, B.** (1989). Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96(5), 423-7.
- [151.] **Kiremitci, A., Yalcin, F. and Gokalp, S.** (2004). Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int*, 35(5), 367-70.
- [152.] **Pilecki, P.** (2005). Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. *J Oral Rehabil*, 32(7), 531-40.
- [153.] **Hayakawa, T., Kikutake, K. and Nemoto, K.** (1998). Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater*, 14(2), 99-105.
- [154.] **Perdigao, J.** (1997). Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent*, 10(3), 141-6.
- [155.] **Peutzfeldt, A. and Nielsen, L.A.** (2004). Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. *Pediatr Dent*, 26(3), 240-4.
- [156.] **Hannig, M., Reinhardt, K.J. and Bott, B.** (1999). Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent*, 24(3), 172-80.
- [157.] **Ulker, M.** (2009). Microleakage under orthodontic brackets using high-intensity curing lights. *Angle Orthod*, 79(1), 144-9.
- [158.] **Yagci, A.** (2010). Microleakage under orthodontic brackets bonded with the custom base indirect bonding technique. *Eur J Orthod*, 32(3), 259-63.
- [159.] **Abreu, L.G., Pretti, H., Maria, E., Lages, B., Batista, J., Novães, J., Ricardo, A. and Ferreira, N.** (2015). Comparative Study of the Effect of Acid Etching on Enamel Surface Roughness between Pumiced and Non-pumiced Teeth. *Journal of International Oral Health*, 7(9), 1-6.
- [160.] **Uysal, T.** (2008). Microleakage under metallic and ceramic brackets bonded with orthodontic self-etching primer systems. *Angle Orthod*, 78(6), 1089-94.
- [161.] **Lopes, G.C.** (2007). Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent*, 28(1), 18-24; quiz 25, 42.
- [162.] **Vilchis, R.J., Hotta, Y. and Yamamoto, K.** (2007). Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(5), 646-50.

- [163.] **Legler, L.R., Retief, D.H. and Bradley, E.L.** (1990). 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.
- [164.] **Gardner, A. and Hobson, R.** (2001). Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(1), 64-7.
- [165.] **Sagir, S.** (2013). Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 83(6), 973-80.
- [166.] **Diaci, J.** (2012). REVIEW Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *Journal of the Laser and Health Academy*, (1).
- [167.] **Baraba, A.** (2016). Ablative Potential of Er:YAG Laser in Dentin: Quantum Versus Variable Square Pulse. *Photomed Laser Surg*, 34(5), 215-20.
- [168.] **Nina, M. and Primc, M.L.** (2013). Quantum Square Pulse Mode Ablation Measurements with a Digitally Controlled Er:YAG Dental Laser Handpiece. *Journal of the Laser and Health Academy*, 2103(1).
- [169.] **Lupi-Pegurier, L.** (2003). Comparative study of microleakage of a pit and fissure sealant placed after preparation by Er:YAG laser in permanent molars. *J Dent Child (Chic)*, 70(2), 134-8.
- [170.] **Norbert, G..M.L. and Marincek, M.** (2011). A Novel Quantum Square Pulse (QSP) Mode Erbium Dental Laser. *Journal of the Laser and Health Academy*, 1.
- [171.] **Ciocan, D.I.** (2014). Electron microscopy analysis of different orthodontic brackets and their adhesion to the tooth enamel. *Rom J Morphol Embryol*, 55(2 Suppl), 591-6.
- [172.] **Hellak, A.** (2016). Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. *Biomed Res Int*, 6307-7107.
- [173.] **Oz, A.A., Oz, A.Z. and Arici, S.** (2016). In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 149(2), 212-6.
- [174.] **Santini, A., McGuinness, N. and Nor, N.A.** (2014). Degree of conversion of resin-based orthodontic bonding materials cured with single-wave or dual-wave LED light-curing units. *J Orthod*, 41(4), 292-8.
- [175.] **Tosun, Y.** (1999). *Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İki diş arasındaki ilişkinin incelenmesi(Bölüm 3), 89-112.
- [176.] **Sobral, G.C.** (2014). Photoelastic analysis of stress generated by wires when conventional and self-ligating brackets are used: a pilot study. *Dental Press J Orthod*, 19(5), 74-8.
- [177.] **Aydemir, B.** (2013). Ortodontik Tedavide Kullanılan Braket ile Tel Malzemenin Sürtünme Kuvvetlerinin Belirlenmesi. *VIII. Ulusal Ölçüm Bilim Kongresi*, 6-28 Eylül 2013.

- [178.] **Kheradmandan, S.** (2001). Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, 28(4), 361-9.
- [179.] **Begazo, C.C.** (2004). Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater*, 20(10), 901-7.
- [180.] **Muhlemann, H.R.** (1951). Physiologic and pathologic dental mobility. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 61(1), 1-71.
- [181.] **ATSÜ, D.A.C.B.P.D.S.S.L.** (2016). Aging Procedures Of Dental Restorative Materials And Chewing Simulator. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 26(1), 180-186.
- [182.] **Beschmidt, S.M. and Strub, J.R.** (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 26(7), 582-93.
- [183.] **Kim, M.J.** (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent*, 40(11), 979-88.
- [184.] **Ghazal, M., Hedderich, J. and Kern, M.** (2008). Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci*, 116(6), 585-92.
- [185.] **Ghazal, M. and Kern, M.** (2009). Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *J Oral Rehabil*, 36(1), 58-64.
- [186.] **Koutayas, S.O.** (2000). Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: an in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent*, 83(5), 540-7.
- [187.] **Chitmongkolsuk, S.** (2002). Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 10(1), 15-22.
- [188.] **Strub, J.R. and Beschmidt, S.M.** (1998). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*, 11(6), 602-9.
- [189.] **Ozel, E., et al.** (2016). Effect of different parameters of Er:YAG laser irradiations on class V composite restorations: A scanning electron microscopy study. *Scanning*, 38(5), 434-441.
- [190.] **Tudehzaeim, M.H., Yassaei, S. and Taherimoghadam, S.** (2015). Comparison of Microleakage under Rebonded Stainless Steel Orthodontic Brackets Using Two Methods of Adhesive Removal: Sandblast and Laser. *J Dent (Tehran)*, 12(2), 118-24.
- [191.] **Moosavi, H., Ahrari, F. and Mohamadipour, H.** (2013). The effect of different surface treatments of demineralised enamel on microleakage under metal orthodontic brackets. *Prog Orthod*, 14(2).
- [192.] **Vicente, A., Ortiz, A.J. and Bravo, L.A.** (2009). Microleakage beneath brackets bonded with flowable materials: effect of thermocycling. *Eur J Orthod*, 31(4), 390-6.

- [193.] **Zachrisson, B.U. and Brobakken, B.O.** (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod*, 74(1), 62-78.
- [194.] **Arikan, S.** (2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *Angle Orthod*, 76(6), 1035-40.
- [195.] **Ramoglu, S.I.** (2009). Microleakage under ceramic and metallic brackets bonded with resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod*, 79(1), 138-43.
- [196.] **Hara, A.T.** (1999). Shear bond strength of hydrophilic adhesive systems to enamel. *Am J Dent*, 12(4), 181-4.
- [197.] **Miyazaki, M., Sato, M. and Onose, H.** (2000). *Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems.* *Oper Dent*, 25(2), 75-80.
- [198.] **Torii, Y.** (2002). Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. *J Oral Rehabil*, 29(6), 528-33.
- [199.] **Hannig M, Bott B.H., Hoth, B. and Hannig, W.** (2002). Inter-crystallite nanoretention of self- etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci*, (110), 464-470.
- [200.] **Celiberti, P. and Lussi, A.** (2005). Use of a self-etching adhesive on previously etched intact enamel and its effect on sealant microleakage and tag formation. *J Dent*, 33(2), 163-71.
- [201.] **Feigal, R.J. and Quelhas, I.** (2003). Clinical trial of a self-etching adhesive for sealant application: success at 24 months with Prompt L-Pop. *Am J Dent*, 16(4), 249-51.
- [202.] **Perry, A.O. and Rueggeberg, F.A.** (2003). The effect of acid primer or conventional acid etching on microleakage in a photoactivated sealant. *Pediatr Dent*, 25(2), 127-31.
- [203.] **Hannig, M.** (2004). Microleakage and SEM evaluation of fissure sealants placed by use of self-etching priming agents. *J Dent*, 32(1), 75-81.
- [204.] **Cal-Neto, J.P. and Miguel, J.A.** (2006). Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *Angle Orthod*, 76(1), 132-6.
- [205.] **Fowler, B.O. and Kuroda, S.** (1986). Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int*, 38(4), 197-208.
- [206.] **Keller, U.** (1990). *Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth.* Laser Surgery: Advanced Characterization, PIE Vol. 1200
- [207.] **Sognaes, R.F. and Stern, R.H.** (1965). Laser Effect on Resistance of Human Dental Enamel to Demineralization in Vitro. *J South Calif State Dent Assoc*, 33(8), 328-9.
- [208.] **Raji, S.H.** (2012). Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with Er-YAG laser etching. *Dent Res J (Isfahan)*, 9(3), 288-93.

- [209.] **Ierardo, G.** (2014). Er:YAG laser for brackets bonding: a SEM study after debonding. *Scientific World Journal*, 935-946.
- [210.] **Palma Dibb, R.G.** (2002). Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er:YAG laser preparation varying the adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg*, 20(3), 129-33.
- [211.] **Obeidi, A.** (2005). Effects of pulsed Nd:YAG laser on microleakage of composite restorations in class V cavities. *Photomed Laser Surg*, 23(1), 56-9.
- [212.] **Karlovic, Z.** (2005). Erbium:YAG laser versus ultrasonic in preparation of root-end cavities. *J Endod*, 31(11), 821-3.
- [213.] **Esteves-Oliveira, M.** (2008). Influence of the additional Er:YAG laser conditioning step on the microleakage of class V restorations. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 87(2), 538-43.
- [214.] **Borsatto, M.C.** (2001). Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er:YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. *J Clin Laser Med Surg*, 19(2), 83-7.
- [215.] **Delme, K.I.** (2006). Microleakage of class V glass ionomer restorations after conventional and Er:YAG laser preparation. *Photomed Laser Surg*, 24(6), 715-22.
- [216.] **Kawaguchi, F.A., Eduardo, C.P. and Matos, A.B.** (2004). Nd:YAG laser influence on microleakage of class V composite restoration. *Photomed Laser Surg*, 22(4), 303-5.
- [217.] **Berahman S.** (2012). Microleakage under Orthodontic Metal Brackets Bonded with Three Different Bonding Techniques with/without Thermocycling. *JDMT*, 2(1).
- [218.] **Poitevin, A.** (2010). Dynamic versus static bond-strength testing of adhesive interfaces. *Dent Mater*, 26(11), 1068-76.
- [219.] **Souza, J.A.** (2013). *Wear mechanisms of dental composite restorative materials by two different in-vitro methods*. Mat. Res. vol.16 no.2 São Carlos Mar./Apr. Epub Dec 21, 2012-2013.
- [220.] **Ruttermann, S., Beikler, T. and Janda, R.** (2014). Contact angle and surface free energy of experimental resin-based dental restorative materials after chewing simulation. *Dent Mater*, 30(6), 702-7.
- [221.] **Bedran De Castro, A.K.** (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent*, 6(3), 221-6.

## ÖZGEÇMİŞ

1. Adı Soyadı : Ufuk OK
2. Doğum Tarihi : 17 Eylül 1984
3. Unvanı : Doktora öğrencisi
4. Öğrenim Durumu: Lisans

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
Lise	Fen Lisesi	Denizli Spor Koleji	2001
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Süleyman Demirel Üniversitesi	2008