

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LİNGUAL RETAİNER UYGULAMASI İÇİN ER:YAG LAZER VE
KONVANSİYONEL ETCHİNG METOTLARININ İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Merve KURT

Ortodonti Anabilim Dalı

Ortodonti Doktora Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ

AĞUSTOS 2018

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LİNGUAL RETAİNER UYGULAMASI İÇİN ER:YAG LAZER VE
KONVANSİYONEL ETCHİNG METOTLARININ İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

**Merve KURT
(140106115)**

Ortodonti Anabilim Dalı

Ortodonti Doktora Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ

AĞUSTOS 2018

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 140106115 numaralı Doktora Öğrencisi Merve KURT, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "LİNGUAL RETAİNER UYGULAMASI İÇİN ER:YAG LAZER VE KONVANSİYONEL ETCHİNG METOTLARININ İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI" başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı: **Dr. Öğr. Üyesi Berza YILMAZ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri: **Prof. Dr. Gökmen KURT**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Özlem KARA
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi H. Nuray YILMAZ
Marmara Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi F. Ash OĞUZ
Okan Üniversitesi

Teslim Tarihi : 13.07. 2018
Savunma Tarihi : 15.08. 2018

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında 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.



Merve KURT

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana yol gösteren; her konuda anlayış ve desteğini hissettiğim danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Berza Yılmaz'a,

Eğitim sürecimde emeği geçen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Gökmen Kurt, Sayın Prof. Dr. Nazan Küçükkeleş, Uzm. Dt. Ezgi Çakır, Dr. Hilal Yılcı ve Uzm. Dt. Merve Sucu'ya,

Tez çalışmamı 1.2017/7 numaralı proje ile destekleyen Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı'na,

Doktora öğrenciliğim süresince hep yanımda olan ve tez çalışmamda yardımcı olan başta Uzm. Dt. Berra Çalık Köşeler, Dr. Ufuk Ok, Dt. Betül Akyıldız ve Dt. Burçak Kara olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemi sağlayan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim çok kıymetli annem, babam ve kardeşlerime,

Hayatımda olmasından büyük mutluluk duyduğum, her zaman sabır, anlayış ve desteğiyle yanımda olan sevgili nişanlım Yusuf Can Bıyıklıoğlu'na,

En içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Temmuz 2018

Dt. Merve KURT

İÇİNDEKİLER

Sayfa

BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR	vii
SEMBOLLER	viii
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Minede Adezyon	4
2.2 Minede Pürüzlendirme	5
2.2.1 Asitle pürüzlendirme tekniği.....	5
2.2.2 Hava abrazyon (air-abrasion) ile pürüzlendirme tekniği	6
2.2.3 Lazerle pürüzlendirme yöntemi	6
2.3 Lazerin Çalışma Prensibi	7
2.3.1 Karbondioksit (CO ₂) lazer	8
2.3.2 Neodmiyum yttrium alüminyum garnet (Nd:YAG) lazer	8
2.3.3 Erbium yttrium alüminyum garnet (Er:YAG) lazer.....	9
2.3.4 Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) lazer	9
2.4 Pekiştirme Tedavisi	10
2.4.1 Pekiştirme tedavisi tanımı	10
2.4.2 Pekiştirme tedavisinin tarihçesi	10
2.4.3 Ortodontide nüks	11
2.4.4 Pekiştirme aygıtları	11
2.4.4.1 Hareketli pekiştirme aygıtları.....	12
2.4.4.2 Sabit pekiştirme aygıtları	13
2.5 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek için Kullanılan <i>İn Vitro</i> Test Yöntemleri	16
2.5.1 Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi	16
2.5.2 Bekletme ile yaşlandırma yöntemi.....	16
2.5.3 Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi.....	17
2.5.4 Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi	17
2.6 Bağlanma Dayanıklılık Testleri	19

2.7 Mikrosızıntı Ölçüm Metodları	20
2.7.1 Kimyasal ajanların kullanılması.....	21
2.7.2 Elektrokimyasal yöntemler	21
2.7.3 Nötron aktivasyon analizi	21
2.7.4 Boyar madde penetrasyon testleri	22
2.7.5 Radyoizotopların kullanılması	22
2.7.6 Bakteriyel yöntemler	23
2.7.7 Hava basıncı yöntemi.....	23
2.7.8 Mikroskopik inceleme yöntemleri	23
2.7.9 Tarama elektron mikroskobu (SEM)	23
2.7.10 Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu (CLSM)	24
2.7.11 Mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi.....	24
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	26
3.1 Çalışmada Kullanılan Dişler ve Gruplandırma	26
3.1.1 Asitle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması.....	28
3.1.2 Er:YAG lazerle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması	29
3.1.3 Lingual retainer telinin dişlere yapıştırılması	30
3.2 Çiğneme Simülatörü için Örneklerin Hazırlanması.....	32
3.3 Örneklerin Termal Siklus Isısal Döngü İşlemiyle Yaşlandırılması	32
3.4 Mikrosızıntı Değerlendirmesi Yapılacak Örneklerin Hazırlanması ve İncelenmesi	33
3.5 Bağlanma Dayanımı ve Kırılma Tipinin (ARI Skoru) Değerlendirmesi	35
3.6 İstatistiksel Değerlendirilme	37
4. BULGULAR	38
4.1 Retainer-Adeziv ve Mine-Adeziv Mikrosızıntı Örneklerinin Karşılaştırılması	38
4.2 Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular	39
4.3 ARI Skorlaması ile İlgili Bulgular	40
5. TARTIŞMA	41
5.1 Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi.....	41
5.2 Bulguların Değerlendirilmesi	47
5.2.1 Mikrosızıntı ile ilgili bulguların değerlendirilmesi.....	47
5.2.2 ARI skoru ile ilgili bulguların değerlendirilmesi	48
5.2.3 Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarına ait makaslama testi bulgularının değerlendirilmesi.....	49
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	52
KAYNAKLAR	54
ÖZGEÇMİŞ.....	71

KISALTMALAR

ARI	: Adhesive Remnant Index
CLSM	: Konfokal Lazer Tarama Elektron Mikroskobu
Er,Cr:YSGG	: Erbiyum, Kromiyum: Yitriyum Skandyum Galliyum Garnet
Er:YAG	: Erbiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet
FDA	: Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
Hz	: Hertz
J	: Joule
kg	: Kilogram
LED	: Light Emitting Diode
Max	: Maksimum
Med	: Median
mj	: Milijoule
mm	: Milimetre
Min	: Minimum
Mpa	: Megapaskal
N	: Newton
Nd:YAG	: Neodmiyum: Yitriyum-Alüminyum-Garnet
nm	: Nanometre
µm	: Mikrometre
SEM	: Scanning Electron Microscope
sn	: Saniye
SPSS	: Statistical Package for Social Sciences
W	: Watt

SEMBOLLER

CO₂	: Karbondioksit
OH⁻	: Hidroksil grubu
°C	: Santigrat (Celsius)
Mn⁵⁶	: Mangan



TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1 : Çiğneme simülatörü kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalar.....	18
Tablo 3.1 : Dişlerin gruplandırılması.	26
Tablo 4.1: Mikrosızıntı verilerinin meziodistal yön değerlendirmesi.....	38
Tablo 4.2: Mikrosızıntı verilerinin ortalamalarının değerlendirilmesi.....	39
Tablo 4.3: Pürüzlendirme yöntemine göre mikrosızıntı verilerinin gruplara göre değerlendirilmesi.....	39
Tablo 4.4: Pürüzlendirme yöntemine göre bağlanma dayanımı verilerinin değerlendirilmesi.....	40
Tablo 4.5: Pürüzlendirme yöntemine göre ARI skorlarının değerlendirilmesi.....	40

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1: Kullanılan pomza ve distile su	27
Şekil 3.2: Kretuar ve pomza ile diş yüzeyinin temizlenmesi.....	27
Şekil 3.3: Diş kökünün otopolimerizan silikon ile kaplanması (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya).....	28
Şekil 3.4: Otopolimerizan akrilik (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya). 28	
Şekil 3.5: Dişlerin Technovit 4000 içine gömülmesi.	28
Şekil 3.6: Ortofosforik asit (Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, ABD).....	29
Şekil 3.7: Çalışmada kullanılan Fotona lazer (FIDELIS PLUSTM, Ljubjana, Slovenya).	29
Şekil 3.8: Kullanılan lazer parametreleri.	30
Şekil 3.9: Örneklerin lazerle pürüzlendirilmesi.....	30
Şekil 3.10: Transbond™ LR light cure adhesive paste 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) ve Minimold (G&H Orthodontics, ABD).	31
Şekil 3.11: Çiğneme simülatöründe test için hazırlanan örnekler.	31
Şekil 3.12: VALO ışık kaynağı (Ultradent Products Inc., South Jordan ABD).	31
Şekil 3.13: Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler.	32
Şekil 3.14: Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya). 32	
Şekil 3.15: Termal siklus cihazı.	33
Şekil 3.16: Mikrosızıntı örneklerinin hazırlanması.	33
Şekil 3.17: Kullanılan kesme diski.	34
Şekil 3.18: Hassas kesim cihazı.....	34
Şekil 3.19: Mikrosızıntı incelenmesinde kullanılan stereomikroskop.....	35
Şekil 3.20: Örneklerin stereomikroskopta incelenmesi.	35
Şekil 3.21: Universal test cihazında (Shimadzu Co., Tokyo, Japonya) bağlanma dayanımı testinin yapılması.....	36
Şekil 3.22: Çalışmada kullanılan Universal test cihazı.	37

LİNGUAL RETAİNER UYGULAMASI İÇİN ER:YAG LAZER VE KONVANSİYONEL ETCHİNG METOTLARININ İN-VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Ortodontik tedaviyle elde edilen diş diziliminin uzun dönem idamesi ortodontistin başarısı ve hasta memnuniyeti açısından önemlidir. Bu nedenle pekçok farklı retansiyon aygıtı dizayn edilmiştir. En yaygın kullanılan pekiştirme araçlarından biri lingual retainerlardır. Lingual retainerların uygulanmasına yönelik mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan birçok yöntem bulunmaktadır. Konvansiyonel etching uygulamalarında izolasyonu sağlamak oldukça yüksek teknik hassasiyet gerekmektedir. Lingual retainerda meydana gelebilecek bir sorun, relaps ihtimalini artırmaktadır. Konvansiyonel pürüzlendirme tekniğindeki bu hassasiyet gereksinini lazer sistemler ile gerçekleştirilen farklı uygulamaların gelişmesine zemin sağlamıştır. Lazerle pürüzlendirmede mine yüzeyinin yıkanması ve tükürük kontaminasyonun engellenmesi gibi basamaklar elimine edilerek ortodontiste avantaj sağlanmaktadır.

Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında adezivin polimerizasyonu esnasında gösterdiği büzölmeye bağlı mikroçatlaklar oluşmaktadır. Mikroçatlakların oluşmasındaki bir başka neden ise, dişlerin yüzeyine yapıştırılan ataçmanların çığneme kuvvetlerinden etkilenmesidir. Çığneme kuvvetleri, yapıştırıcıda yapısal bozulmalar meydana getirerek bu çatlakların oluşmasına sebep olmaktadır. Bu çatlaklardan ağız sıvılarının penetre olduğunu gösteren çeşitli çalışmalar mevcuttur. Mikrosızıntı, bağlanmanın zayıflamasına ve bakteri penetrasyonuna neden olmaktadır. Artan bakteri penetrasyonu mine renklenmelerine ve dekalsifikasyona yol açmaktadır.

Çalışmamızın amacı Erbiyum:Yitrium-Alüminyum-Garnet (Er:YAG) lazer ve asitle pürüzlendirme yöntemlerinin; bağlanma dayanımına, kırılma tipine ve mikrosızıntı miktarına etkilerini değerlendirmektir.

Bu doktora tez çalışmasında 132 adet çekilmiş insan kesici diş kullanılmıştır. Mine yüzeyi %37'lik fosforik asit ve Er:YAG lazer kullanılarak pürüzlendirilmiştir. İnsan dokusundaki periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla otopolimerizan silikon (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya) kök yüzeyine uygulanmıştır. Silikon kalıplar kullanılarak her örnekte iki adet diş olacak şekilde otopolimerizan akriliğin içerisine dişler gömülmüştür. Lingual retainer yapıştırılarak ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla çığneme simülatörü ve termal siklüs cihazları kullanılarak iki yıllık yaşlandırma protokolü uygulanmıştır.

Mikrosızıntı değerlendirmesi için hazırlanan bloklardaki dişler birbirinden ayrılarak apeksi kapanacak şekilde akrilik bloklara ayrı ayrı yerleştirilmiştir. Hatalı boyanmaları engellemek amacıyla dişlere iki kat tırnak cilası uygulanmıştır. Hassas kesim cihazında meziodistal yönde lingual retainer teline paralel olacak şekilde kesitler

alınmıştır. Stereomikroskop ile mezial ve distal kısımlardan mine-adeziv ve adeziv-retainer teli arası mikrosızıntı milimetrik ölçümlerle kaydedilmiştir.

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için, lingual retainer teli kuvvet uygulayan parçaya dik olacak şekilde Universal test cihazına yerleştirilerek kopma testine tabii tutulmuştur. Kopma anındaki veriler bilgisayara Newton (N) biriminden kaydedilmiştir. Kaydedilen değerler iki diş üzerindeki yapıştırıcıların toplam yüzey alanına bölünerek megapaskal (MPa) birimine çevrilmiştir. Artık Adeziv Endeksi (ARI) değerlendirilmesi aynı örnekler incelenerek yapılmıştır.

Bağlanma dayanımı verileri incelendiğinde asitle pürüzlendirilen ve lazerle pürüzlendirilen gruplar arasında istatikselsel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Asitle pürüzlendirme uygulanan gruptaki kuvvet değerleri daha yüksek ölçülmüştür.

Kırılma sonrası diş yüzeyinde kalan adeziv stereomikroskopla incelenmiş, ARI değerleri skorlandırılmıştır. Gruplar arasında istatikselsel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Asitle pürüzlendirilen grupta kopmalar daha çok adeziv- retainer teli arasında görülmüştür. Lazerle pürüzlendirilen grupta daha çok mine- adeziv arasında kopma meydana gelmiştir.

Mine- adeziv ve adeziv- retainer teli arasında meydana gelen mikrosızıntı verileri değerlendirildiğinde mezial ve distal taraflardan yapılan ölçümler arasında istatikselsel olarak anlamlı fark görülmemiştir. Bu verilerin ortalaması alınarak total mikrosızıntı incelendiğinde ise mine-adeziv arasında ölçülen değerler adeziv- retainer teli arasında ölçülen değerlerden istatikselsel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Er:YAG Lazer, Asit Etch, Termal Siklus, Çiğneme Simülatörü, Lingual Retainer, Mikrosızıntı, Bağlanma Dayanımı

IN VITRO COMPARISON OF ER: YAG LASER AND CONVENTIONAL ETCHING METHODS FOR LINGUAL RETAINER APPLICATION

SUMMARY

The stability of the teeth alignment following the orthodontic treatment is important in terms of the success of the orthodontist and the patient's satisfaction. Many different retention devices have been designed for this purpose. One of the most commonly used retention tools is the lingual retainer. There are many methods used for roughening the enamel surface for lingual fixed retainer application. It is a challenge to provide the insulation in conventional etching applications. Any failure in the lingual retainer bonding process increases the potential of the relaps. This sensitivity requirement in the conventional etching technique provides the basis for the development of different applications with laser systems. The steps of washing the surface of the enamel are eliminated with lasers, thus it provides the advantage of preventing the saliva contamination during the roughening process.

Shrinkage of the adhesive during polymerisation in the bonding of orthodontic attachments may cause microleakage. Another reason for the formation of microfractures is that the attachments bonded to the surface of the teeth are affected by the chewing forces. Structural deterioration occurs in the adhesive due to chewing forces and microfractures are formed. There are various studies showing that these cracks are permit the mouth liquids penetration. Microleakage also causes weakness of the binding and bacterial penetration. Increased bacterial penetration leads to enamel coloring and decalcification.

The aim of this study is to evaluate the effects of Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG) laser and acid etching methods on the bonding strength, fracture type and amount of microleakage.

In this doctoral dissertation study, 132 extracted human incisor teeth were used. The enamel surface was roughened using 37% phosphoric acid and Er:YAG laser. Autopolymerized silicone (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Germany) was applied to the root surface to simulate human periodontal ligament tissue. Using silicone molds, teeth were embedded in the autopolymerizing acrylic as two teeth in each sample. A two-year aging protocol was applied using chewing simulator and thermal cyclers devices to mimic the mouth environment.

The teeth designated to undergo microleakage evaluation were separated from each other and placed separately in the acrylic blocks to close the apex. Two layers of nail polish have been applied to the teeth to prevent erroneous paintings. In the precision cutting device, sections were taken so that the mesiodistal direction was parallel to the lingual retainer wire. Microleakage between enamel-adhesive and adhesive-retainer

wire from mesial and distal sections with stereomicroscope was recorded with millimetric measurements.

For evaluation of bonding strength, the lingual retainer was placed in the Universal tester, perpendicular to the tapered piece, and subjected to a tear test. The data at break moment was recorded on the computer in Newton (N). The recorded values were divided by the total surface area of the adhesives on the two teeth and converted to megapascals (MPa). The evaluation of the ARI score was made by examining the same samples.

When the bonding strength data were examined, statistically significant difference was found between the groups which were acid-roughened and laser-roughened. Higher force values in the group with the acid etching were recorded.

The adhesive remaining on the tooth surface after fracture was examined with stereomicroscope and scored using the Adhesive Remnant Index (ARI). There was statistically significant difference between the groups. Ruptures in the acid-roughened group were more common among between the adhesive and retainer surfaces, while in the laser group, the breakage occurred more often in the enamel-adhesive interface.

There was no statistically significant difference in matter of microleakage when the mesial and distal sides were compared between the enamel-adhesive and adhesive-retainer interfaces. When total microleakage was examined by taking the average of these data, the values measured between enamel and adhesive were found to be statistically significantly higher than those measured between adhesive and retainer.

Keywords: Er: YAG Laser, Acid Etch, Thermal Cycle, Chewing Simulator, Lingual Retainer, Microleakage, Bonding Strength

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Ortodonti pratiğinde aktif tedavi sonrası pekiştirme dönemi oldukça önemlidir. Nüksü azaltmak amacıyla uygulanan birçok retansiyon protokolü mevcuttur. Bu alanda lingual retainer uygulamaları önemli bir yer tutmaktadır. Lingual retainerların başarısı mine yüzeyi ile bağlantısına bağlıdır.

Bu bağlantıyı sağlamak amacıyla mine yüzeyi çeşitli yöntemlerle pürüzlendirilmektedir. İlk olarak Bounocore, 1955 yılında mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla fosforik asit uygulamıştır. Bu sayede braket, retainer ve diğer kuvvet aktarıcılarının direkt olarak mine yüzeyine bağlanmasının yolu açılmıştır. Böylece bant uygulamalarının hekime zaman kaybettirme, çürük artışı, seperasyon gerekliliği gibi dezavantajları elimine edilmiştir. Ancak asitle pürüzlendirme yönteminde izolasyonu sağlayarak yeterli tutuculuğu elde etmek bu yöntemin dezavantajıdır.

Bounocore' dan bugüne ortodontistlerin en yaygın kullandığı yöntem mine yüzeyine asit uygulamaktır. Asit uygulaması minede ortalama 5-50 mikrometre (μm) derinlikte porözite oluşturmaktadır. Pürüzlü mine yüzeyi düzensiz yapısıyla rezin tabaka için ideal bir bağlanma yüzeyi oluşturur. Mine yüzeyine uygulanan rezin, pürüzlü minede saçak benzeri uzantılar (resin tag) oluşturur. Oluşan rezin taglar aracılığıyla mikromekanik tutuculuk sağlanmaktadır. Bishara ve ark. yaptıkları çalışmada fosforik asitin %30-%40 yoğunlukta uygulanmasının yeterli tutuculuğu sağladığını rapor etmişlerdir [1].

Mine yüzeyine asit uygulanmasıyla yüzeyde düzensiz bir yapı oluşur ve en dıştaki koruyucu tabakada demineralizasyona meydana gelmektedir [2]. Uygulama esnasında meydana gelebilecek izolasyon problemlerinden dolayı rezin monomerler demineralize alanları tam olarak dolduramadığında, mine asit ataklarından daha kolay etkilenmektedir [3]. Bu durum oral hijyeni yetersiz hastalarda beyaz nokta lezyonlarının oluşumuna neden olmaktadır [4]. Ayrıca asidin tadı hastayı rahatsız edebilir ve diş yüzeyinden uzaklaştırılması hekim için ilave zaman gerektirir. Fosforik

asitin bu dezavantajları, araştırmacıların alternatif bir pürüzlendirme tekniği arayışına neden olmuştur. Mine kaybını azaltmak amacıyla maleik asit ve poliakrilik asit kullanılmış, poliakrilik asit kullanılmasının bağlanma kuvvetinde azalmaya neden olduğu görülmüştür [5, 6].

Minenin pürüzlendirilmesi için uygulanan bir diğer yöntem, air abrazyon (kumlama) tekniğidir [7]. Kısa süreli ve düşük basınçta kumlama tekniğinin uygulanmasıyla meydana gelen mine kaybının %37 fosforik asitle elde edilenden daha az olduğu rapor edilmiştir. Asit ile pürüzlendirmeye kıyasla daha hızlı bir tekniktir. Ancak bu yöntemin birçok dezavantajı bulunmaktadır; sadece kumlama ile elde edilen bağlanma kuvveti klinik olarak yeterli değildir. Yöntemin doğası gereği ortaya çıkan aerosollerden korunmak amacıyla hekim ilave güvenlik önlemleri almalıdır. Hasta güvenliği için de koruyucu gözlük kullanımı gerektirmektedir. [8].

Son yıllarda minenin lazer ile pürüzlendirilmesi asit ile pürüzlendirmeye alternatif haline gelmiştir. Lazer uygulaması, termal etkilere bağlı olarak mine yüzeyinde değişikliklere neden olmaktadır. Uygulanan lazerin tipi ve enerjisine bağlı olarak, asitle pürüzlendirmeye benzer 10-20 µm derinliğinde düzensiz ve pürüzlü bir mine yüzeyi oluşturulur. Lazer ile pürüzlendirme işlemi, sürekli devam eden vaporizasyon ve hidroksiapatit matriksin içinde tutulan suda meydana gelen mikropatlamlar sonucu oluşmaktadır [9]. Lazer ile pürüzlendirme ağrısızdır ve uygulama sırasında titreşim meydana gelmez. Bu durum, rutin klinik uygulama için lazeri oldukça cazip hale getirmektedir. Ayrıca minenin ya da dentinin lazer ile pürüzlendirilmesi ile yüzeyde mikro çatlaklar oluşur ve dentin tübülleri açığa çıkar, bu iki durum da iyi bir adezyon için idealdir [10]. Lazer uygulamasıyla meydana gelen yüzey aside dirençlidir. Diş sert dokularına lazer uygulanması, kalsiyum-fosfat oranını değiştirerek daha stabil ve asitle daha az çözünen bir yapı oluşmasını sağlamaktadır. Böylelikle minenin çürük ataklarına karşı duyarlılığını azaltır [11, 12]. Ayrıca, mine yüzeyi lazer ile pürüzlendirildiğinde asitle pürüzlendirmeden farklı olarak su ile yıkama gerektirmez. Bu nedenle daha pratik ve hızlı bulunmuştur.

Ortodontide lazer uygulamaları mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesi, braket sökümü, gingival hiperplazi tedavisi ve gingival konturların şekillendirilmesi, braketlerin geri dönüşümü ve frenektomi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Carbon dioxide (CO₂) ve neodmiyum yttrium alüminyum garnet (Nd:YAG) lazerler daha çok yumuşak doku tedavileri için uygundur [13]. Daha sonra

gelişen erbium yttrium aluminum garnet (Er:YAG) ve erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) lazerler ise hem sert hem yumuşak dokuda kullanılabilir [13, 14].

Ortodontik tedavi sonrası retansiyon amacıyla birçok farklı aparey kullanılmaktadır. Öncelikle bantlı sabit apareyler önerilmiş, daha sonra hareketli retainerlar tercih edilmiştir. Son zamanlarda sabit retainerların kullanımı yaygınlaşmıştır [15].

Modern diş hekimliğinde, gelişen teknolojiye rağmen adezivlere bağlı mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı sorunları hala tam olarak ekarte edilememiştir. Bunlar klinik başarısızlığın ana nedenleri olarak karşımıza çıkmaktadırlar.

Ortodontik tedavi sonrasında en sık tercih edilen pekiştirme yöntemlerinden biri sabit retansiyon aygıtlarıdır [16]. Lingual retainer yapıştırılması öncesinde sıklıkla %37'lik konsantrasyona sahip asit tercih edilse de lazer uygulamaları klinisyenler tarafından yukarıda bahsi geçen avantajlarından dolayı tercih edilebilir. Yapılan literatür taraması sonucunda, lazer kullanarak lingual retainer uygulamasını ele alan araştırmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemi ve Er:YAG lazer kullanılarak pürüzlendirilen kesici dişlerin çiğneme simülatörü ve termal siklus ile yaşlandırılmalarıyla meydana gelen mikrosızıntı, bağlanma dayanımı ve ARI skorlarının karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavinin en önemli problemlerden biri tedavinin nüksüdür. Pekiştirme tedavisinin yetersiz olması, yapıştırılan sabit lingual retainerin kopması gibi durumlar nüks ihtimalini artırmaktadır. Hastanın koltukta geçirdiği zamanın artması hekime prestij kaybı olarak geri dönebilmektedir. Lingual retainer uygulamalarında yapıştırıcının mineye adezyonu önemli bir faktördür. Adezyon için doğru materyalin ve tekniğin seçilmemesi, gereken teknik hassasiyetin gösterilmemesi gibi nedenler kompozit altındaki mikrosızıntının artmasına ve bağlanma dayanımının azalmasına sebep olabilir.

2.1 Minede Adezyon

Diş hekimliğinde adezyon iki farklı yüzeyin adeziv materyelle birbirine bağlanmasıdır. Adezyon protetik restorasyonlar, ortodontik tedavide kullanılan ataçmanlar ve diğer klinik uygulamalar için önem taşımaktadır. Kristalize yapıda olan mine, ağırlıkça yaklaşık %1-4 su, %1-2 organik ve %94-98 inorganik materyal içermektedir [17].

Ortodontide adezyon sabit ortodontik apareylerin mineye simantasyonu açısından önemlidir. Simantasyonun başarısı yapıştırıcı, mine yüzeyi, çiğneme sırasında uygulanan kuvvetler, pH, nem ve sıcaklıktaki ani değişimler gibi faktörlere bağlıdır. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, bağlanma kuvvetini ve bağlantı kopma yerini etkileyen önemli bir değişkendir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanılan asidin türü, konsantrasyonu ve süresi önemlidir. Özellikle lingual retainerin adezyonunun bozulması, ikinci bir tedavi ihtiyacı doğurarak tedavi maliyetinin artması ve hasta konforunun etkilenmesi gibi istenmeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Bu nedenle adezyon ortodontik tedavi başarısını doğrudan etkilemektedir [18].

2.2 Minede Pürüzlendirme

Mine pürüzlendirilmesi ile prizma gövdeleri açığa çıkmaktadır [19]. Mine dokusuna asit uygulamasını takiben yüzeydeki yaklaşık 10 µm.'lik kısmın rezorbe olduğu ve 5-50 µm arasında pürüzlü bir alan olduğu tespit edilmiştir. Bu işlem sonucu minenin yüzey enerjisi ve bağlanabilirliği artmaktadır. Oluşmuş pürüzlü yapı sayesinde rezin esaslı materyaller daha derine penetre olarak kuvvetli bağlantı oluşturabilmektedirler [20].

Mine yüzeyinde morfolojiye göre üç tip pürüzlendirme olmaktadır [21]. Bunlar şu şekilde sınıflandırılmaktadır:

- Tip I pürüzlendirme: Mine prizmalarının iç kısmının çözündüğü ve “bal peteği görünümü” adı verilen tipik yapı.
- Tip II pürüzlendirme: Mine prizmalarının çeperlerinin çözünmesinden kaynaklanan ve prizmalar arası yapının çıkıntı şeklinde kaldığı “kaldırım taşı” adı verilen yapı.
- Tip III pürüzlendirme: Mine prizmalarına rastlanılmayan düzensiz yapı.

Rezinin mine prizmaları içerisine yaptığı uzantılara rezin tag adı verilmektedir ve bu yapılar bağlantının temelini oluşturur. Rezin taglardan uzanan daha küçük yapılara da mikro tag adı verilir. Mikro uzantılar, bağlanma kuvvetlerini sayıca fazla olmaları ve geniş yüzey alanları sayesinde artırmaktadırlar.

2.2.1 Asitle pürüzlendirme tekniği

1955 yılında Buonocore doldurucusuz metilmetakrilat rezinin mine yüzeyine bağlanma değerlerini artırmak için fosforik asit ile pürüzlendirme tekniğini geliştirmiştir. Daha sonra fosforik, sitrik, hidroklorik, maleik ve pirüvik asit gibi çeşitli asitler laboratuvar koşullarında denenmiş ve sonuç olarak fosforik asit tercih edilen pürüzlendirme ajanı olmuştur [22].

Fosforik asit uygulamasıyla mine yüzeyindeki organik debris uzaklaştırılır ve mine yüzeyinde mikro-porlar oluşur; böylece yüzey alanı artarak rezin ile daha fazla ‘ıslanabilen’ daha reaktif bir yüzey açığa çıkmaktadır. Scanning Electron Microscope (SEM) çalışmaları pürüzlendirme işlemi ile minenin en dıştaki 10µm'luk bölümünün tamamen ortadan kaldırıldığını ve bir alt tabakada kalan 20 µm'lik kısmın rezinin akabileceği porlar içerdiğini göstermektedir [23-25].

Asitle pürüzlendirme işleminin başarısı dişlerin izolasyonu ve pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin tükürük ya da su ile kontaminasyonunun engellenmesine bağlıdır [26]. Asitle pürüzlendirme sırasında veya sonrasında organik sıvılarıyla kontaminasyon, mine yüzeyine glikoproteinlerin çökmesine neden olarak restoratif materyallerin bağlanma kuvvetini büyük ölçüde azaltmaktadır. Böyle bir durum oluştuğunda asitlemenin yeniden yapılması önerilmektedir [27, 28].

2.2.2 Hava abrazyon (air-abrasyon) ile pürüzlendirme tekniği

1945'te Black tarafından kullanılan air-abrazyon, yüksek ivmeli hava basıncıyla fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanmaktadır. İvme kazanan partiküller diş yüzeyine çarparak diş maddesinin hızla uzaklaşmasına yol açmaktadır. Air-abrazyon ile uygun bir bağlanma sağlanabilmesi için hava basıncı, partikül boyutu, çalışma süresi ve uygulanacak yüzeyin mikro yapısı gibi birçok etken hesaba katılmalıdır [29]. Bazı *in vitro* çalışmalarda ilave olarak asitle pürüzlendirme yapılsa bile air-abrazyon uygulamasının fosforik asit pürüzlendirmesine benzer şekilde minede bağlanma yüzeyleri oluşturduğu gösterilmiştir [30, 31].

Chan ve ark. ile Moritz ve ark. en iyi bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı değerlerinin, air-abrazyon yönteminin asit ile beraber kullanılması sonucu elde edildiğini bildirmişlerdir [31, 32]. 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 [33].

2.2.3 Lazerle pürüzlendirme yöntemi

“Lazer” kelimesi İngilizce Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (uyarılmış radyasyon salınımıyla ışığın kuvvetlendirilmesi) yazılımındaki kelimelerin baş harflerinden türetilmiş bir kelimedir. Lazer cihazı ilk olarak 1960'ta Theodor H. Maimann tarafından yakut (ruby) kristali kullanarak üretilmiştir [34]. Daha sonra farklı dalga boylarında lazerler kullanıma sunulmuştur [34, 35]. Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde termal etkilere yol açmaktadır. Lazer enerjisi su molekülleri ve dentin intratübüler sıvısı ile hidroksilapatit kristallerinde bulunan OH^- grupları tarafından oldukça iyi emilmektedir [36-38]. Dental sert dokuların organik bileşenleri

içinde bulunan su molekülleri ve OH⁻ grupları, Er:YAG lazer tarafından dağınık radyasyona maruz kalmış enerjiyi emdikten sonra sıcaklıkta ani bir artışa sebep olmaktadır [36]. Bu ısı etkisi, su moleküllerini buharlaştırır; mine ve dentin gibi sert dokuların içindeki basıncı arttırmaktadır [36]. Bu hacimsel genişleme, diş sert dokularında mikropatlmalara neden olmaktadır [36, 37, 39].

Etki mekanizması sebebiyle, 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 uygulamasına benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana gelmektedir [10, 20, 40, 41].

Lazerlerin kullanımı çürük temizlenmesi, minenin pürüzlendirilmesi, kanal preparasyonu, kavite preparasyonu ve kalsiyum-fosfor oranının değiştirilmesi gibi birçok alanda mevcuttur [42]. Lazerin avantajları; anestezi gerektirmemesi, hasta tarafından tolere edilebilir olması, titreşim oluşturmaması, çürüğü selektif olarak uzaklaştırarak diştten fazla madde kaybı oluşturmaması, kaviteyi pürüzlendirerek kompozit-diş arasındaki bağlantıyı güçlendirmesi, smear tabakası oluşturmaması, antibakteriyel etkisi, pulpa ve çevre dokularda aşırı ısı artışına neden olmaması dolayısıyla pulpa canlılığına zarar vermemesi ve dentin tübüllerini tıkayabilmesi olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise; lazer sistemin yüksek maliyeti, kullanımının eğitim gerektirmesi ve teknik hassasiyet gerekliliği olarak sayılabilir [42-44].

2.3 Lazerin Çalışma Prensibi

Lazerin aletinin mekanik yapısı kullanılan lazer materyali (CO₂, Er:YAG vs) ile doldurulmaktadır. Kaynakta üretilen enerji ortamdaki atomlara ulaşmaktadır. Bazı atomlar verilen enerjiyi absorbe ederek kararsız hale gelmektedirler. Kendisine bir foton çarpan, uyarılmış ve kararsız atom foton yayarak fazla enerjiyi yaymaktadır. Fotonlar, benzer şekilde diğer fotonların yayılmasını sağlamaktadır. Uçlara ulaşan fotonlar, aynalardan yansiyarak geri döner ve böylece olay devam etmektedir. Atomların büyük çoğunluğu foton yaymaya başlayınca kuvvetlenen ışık, kısmen yansıtıcı uçtan lazer ışını olarak dışarı çıkmaktadır [45, 46].

2.3.1 Karbondioksit (CO₂) lazer

1961 yılında Patel ve ark. tarafından geliştirilen lazer cihazının parçalarının büyük olması, odak uzaklığının fazlalığı ve helyum-neon lazer ışığı içermesi kullanımını zorlaştırmakta ve intra-oral kullanımını imkansız hale getirmekteydi [47]. 1976 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından onaylanan CO₂ lazer, ağız dokularını da içeren yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır [48, 49].

CO₂ lazer, doku renginden bağımsız olarak su içeriği olan yumuşak dokularda absorbe olmaktadır. Dokularda su olduğu sürece, CO₂ lazer ışını emilmektedir. %75-90 oranında su ihtiva eden ağız mukozasında absorpsiyon katsayısı yüksektir. Verilen enerjinin %98'i ısıya dönüşmekte ve doku yüzeyinde az dağılım ve penetrasyon ile emilmektedir [47].

10,6 µm dalga boyuna sahip ve devamlı ışın yayma özelliği taşıyan CO₂ lazerler, düşük dozlarda sert dokular üzerinde erime ve yeniden kristalleşme etkisiyle porlar ve küçük köpük benzeri girintiler oluşturabilmektedirler. Devamlı (kesintisiz) CO₂ lazer uygulanarak pürüzlendirilen mineye kompozit rezinlerin bağlanmasını inceleyen laboratuvar çalışmaları, bağlanma kuvvetlerinin asit uygulamasına göre daha zayıf ya da benzer olduğunu gösterirken, atımlı modun kullanıldığı daha güncel çalışmalar laboratuvar şartlarında test edilen bağlanma kuvvetlerinin asit uygulamasına göre daha üstün bağlanma değerleri gösterdiğini ortaya koymuştur [50].

2.3.2 Neodimiyum yttrium alüminyum garnet (Nd:YAG) lazer

1964 yılında ilk olarak Geusic tarafından kullanılmıştır. Neodimiyum katkılı ytriyum-alüminyum-garnet kristali etkin madde olarak kullanılmaktadır. CO₂ lazere benzer spektrumda kızılötesi dalga boyundadır. Maksimum güç çıkışı 3 Wattlık (W) bir frekansta 1,064 µm dalga boyunda olup, yüksek şiddette nabızsal ışın oluşturur [49, 51]. Işık demeti, 200 ile 600 mikron arasında değişen esnek fiber optik kablolar ile iletilmektedir. Kök kanalları da dahil olmak üzere ağız boşluğundaki tüm bölgelere erişilebilmektedir [49].

Nd:YAG lazerlerin etkilerini inceleyen araştırmacılar, kompozitin mineye bağlanma dayanımı değerlendirmek için mine yüzeyini pürüzlendirerek yaptıkları çalışmada Nd:YAG lazerin mine üzerinde erime ve çatlak oluşumuna neden olduğunu ve pulpada olumsuz termal değişiklikler meydana getirdiğini göstermişlerdir [52, 53].

2.3.3 Erbium yttrium aluminum garnet (Er:YAG) lazer

1997 yılında FDA emniyet onayı ile mine, sement, kemik gibi sert dokular üzerine uygulanmaya başlanan Er:YAG lazer, atımlı ışın oluşturan 2,940 nanometre (nm) dalga boyuna sahiptir. Mine ve dentin ablasyonunda hidroksiapatit kristalleri için ideal enerjiye sahip olduğu gösterilmiştir. Bu dalga boyu, suyun buharlaşmasına neden olur ve sert dokuda mikro-patlamalar oluşturmaktadır [54]. Minimum ısı üretimi ile maksimum doku kaldırma verimliliğini elde etmek için lazer ışınımı sırasında yüzeyi ıslatmak için su spreyi kullanılmaktadır. Dental sert dokuda uygun güç yoğunluklarında kullanıldığında minimum ısı hasarı bildirilmiştir [54]. SEM görüntüleri incelenen Er:YAG lazer uygulanmış diş minesinde değişikliğe uğramış hidroksiapatit kristalleri ile pullu ve pürüzlü alanlar gözlenmektedir [36, 39, 55]. Bazı çalışmalar lazer uygulanmış daimi diş minesinin yüzey topografisinin geleneksel asit pürüzlendirmesi ile elde edilen mikropürüzlü görünüme benzer olduğunu göstermektedir [10, 39]. Literatürdeki bazı çalışmalar da Er:YAG lazer diş yapısını değişikliğe uğratsa da lazer uygulanmış daimi diş minesinde gözlenen morfolojik değişikliklerin etkin bir bağlanma için yeterli olmadığını bildirmektedir [3].

2013 yılında Topçuoğlu ve ark. su soğutması altında Er:YAG lazer ile ortodontik braketlerin simantasyonu için mine yüzeyi pürüzlendirdikleri çalışmada mine yüzeyinde termal hasar olmaksızın daha iyi bağlanma dayanımı bildirmektedirler [56].

Tavarez ve ark. sığır dişleri üzerinde Er:YAG lazer, total etch ve self etch sistemlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada Er:YAG lazerin self-etch ve asit ile pürüzlendirme yöntemlerine kıyasla en düşük bağlanma değerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir [57].

2.3.4 Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) lazer

Er,Cr:YSGG lazerin prensibi sert ve yumuşak dokularda su enerjisiyle hidro-kinetik dokuları kesmektir [47]. 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 meydana gelen ilk etki suyun ve diğer hidrate organik bileşenlerin buharlaşmasıdır. Buharlaşma

esnasında doku içerisinde oluşan iç basınç, inorganik maddelerin erime noktasına ulaşmadan patlayarak uzaklaşmasına sebep olmaktadır [58].

Daimi dişlere yapıştırılan ortodontik braketlerin makaslama kuvvetlerinin değerlendirildiği bir çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin pürüzlendirme etkisi %37'lik fosforik asitle karşılaştırılmış ve bu lazer ile pürüzlendirmenin asit uygulamasından istatistiksel olarak anlamsız ancak daha düşük değerler verdiği gösterilmektedir. Ayrıca lazerle pürüzlendirmenin asitle pürüzlendirmeye göre daha pratik ve hızlı olduğu bildirilmiştir [59].

2006 yılında Çehrelî ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada süt dişlerine fissür sealant uygulaması öncesinde Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirmenin etkinliği mikrosızıntı açısından değerlendirilmiş ve lazer sisteminin asit ile kombinasyonunun asitle pürüzlendirmeden farklı olmadığını ortaya konulmaktadır [60].

2.4 Pekiştirme Tedavisi

2.4.1 Pekiştirme tedavisi tanımı

Aktif ortodontik tedaviyle ulaşılan diş diziliminin, tekrar tedaviden önceki durumuna dönmemesi için alınan önlemlere pekiştirme tedavisi denmektedir [61]. Riedel pekiştirmeyi dişleri optimal estetik ve fonksiyonel konumda sabit tutmak olarak açıklamıştır [62].

Oppenheim; 'ortodontide retansiyon en zor konudur, aslında problemin kendisidir.' şeklinde görüşünü ifade etmiştir [63]

Ortodontik tedavi planlaması yapılırken pekiştirme tedavisi de düşünülerek, hangi aygıtın ne kadar süre ile kullanılacağı belirlenmeli ve hasta aktif tedavi başlangıcında bilgilendirilmelidir.

2.4.2 Pekiştirme tedavisinin tarihçesi

Pekiştirme tedavisi hakkında klinisyenlerin farklı görüşleri bulunmaktadır. Kullanılacak apacey, pekiştirme süresi hatta pekiştirme tedavisinin gerekliliğiyle ilgili farklı fikirler mevcuttur. Modern ortodonti tarihinde dört farklı pekiştirme ekolü gelişmiş olup, bugünkü genel tutum bunların bir çoğunu içerir.

İlk ekol Kingsley'in (1980), dişlerin yeni pozisyonunu korumada en etkili faktörün dişlerin oklüzyonu olduğu fikridir. Talbot ve Eugene, Angle, Dewey, Hawley ve Case

de iyi bir oklüzyonun, tedavi sonuçlarının kalıcılığı için birincil faktör olduğu görüşüne katılmışlardır [64-68].

1920'lerde ortaya atılan ikinci düşüncede Lundstrom , maloklüzyonun düzeltilmesi ve düzgün oklüzyonunun devamlılığının sağlanmasında en önemli faktörün apikal kaide olduğunu belirtmiştir [69]. McCauley retansiyon problemlerinin azaltılması için interkanin ve intermolar mesafenin değişmemesi gerektiğini savunmuştur [70].

Tweed ve Grieve, keserlerin dik bir şekilde basal kemik üzerinde konumlanması gerektiğini savunarak üçüncü düşünceyi oluşturmuşlardır [71, 72].

Dördüncü düşünce ise Paul Rogers'ın uyumlu fonksiyonel kas dengesinin kurulması fikridir [73].

2.4.3 Ortodontide nüks

“Doğru teşhis ve tedavi planlaması izlendiğinde pekiştirmenin önemi azalacaktır” şeklindeki görüşe rağmen, tedavi edilmiş vakaların büyük çoğunluğunda nüks eğilimi bulunmaktadır. Birçok faktör buna sebep olabilmektedir, ancak bu faktörler her zaman ortodontistin kontrolünde değildir [74]. Tedavi sonrasındaki bu istenmeyen değişiklikler iki biyolojik olaydan kaynaklanabilir; 1) fizyolojik yenilenme, 2) yetişkin hayat ve büyüme periyodu boyunca dentisyonda oluşan normal değişiklikler [75]. Büyüme, ergenlikten yetişkinliğe azalan bir şekilde fakat devamlı olarak devam etmektedir. Bu nedenle, oluşan geç değişikliklerin nüksten dolayı mı, yoksa normal büyümeyle ilgili mi gerçekleştiğini ayırt edecek kesin bir kanıt yoktur [76].

Literatürde yaşlanmayla birlikte ark uzunluğu, kaninler arası mesafe, ark genişliği gibi boyutların tedavi edilen ve edilmeyen bireylerde azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur [76, 77]. Büyüme bittikten sonra da ark boyutları daha yavaş bir hızda azalır ve bu durum geç dönemde çapraşıklığa sebep olabilmektedir [78]. Ark uzunluğundaki azalma, bukkal segmentteki dişlerin mezial migrasyona uğradıklarını göstermektedir. Mezial migrasyonun sebebinin ise ısırma ve diğer oral fonksiyonlar sırasındaki kuvvetin anterior bileşeninden kaynaklandığı düşünülmektedir [76].

2.4.4 Pekiştirme aygıtları

Etkinliği üzerinde uzlaşılan tek bir pekiştirme aygıtı yoktur, ortodontist hastayla beraber her vaka için uygun olan pekiştirme aпаратыnı belirlemelidir [79]. Uygun

pekiştirme apareyi seçiminde hastanın başlangıç maloklüzyonu, alışkanlıkları, büyüme paterni, kooperasyonu ve yaşı dikkate alınmalıdır [80].

2.4.4.1 Hareketli pekiştirme aygıtları

Hawley pekiştirme aygıtı

Bugüne dek en çok tercih edilen hareketli pekiştirme aygıtıdır. Charles Hawley tarafından 1920'lerde aktif hareketli aparey olarak tasarlanmıştır. Hawley aygıtı büyük azı dişlerinde Adams kroşelerin, kaninler arası ön bölgede vestibül arkın ve damakta dişlerin arkasına dayanan akriliğin bulunduğu bir apareydir.

Üst çeneden premolar çekimi yapılan vakalarda tekrar çekim boşluğu açılmaması için vestibül ark uzatılarak Adams kroşeye lehimlenerek modifiye edilebilir. Tedavi öncesi derin kapanışa sahip vakalarda ise, üst çenede Hawley aygıtının damak kısmına ısırma düzlemi eklenebilir.

Begg aygıtı

Adams kroşe bulunmayan bu apareyde vestibül ark posterior alana uzanarak ikinci molar dişin etrafını sarar, damak tarafında dişlerin etrafını saran akrilik plakta sonlanır. Vestibül ark kanin ve premolar arasından geçmediği için çekim boşluklarının açılması önlenir. Oklüzyonu geçen kroşe ve vestibül ark kolları olmadığı için oklüzal interferensler önlenir. Ancak uzun bir tele sahip olduğu için daha esnektir [81].

Wraparound (clip on) pekiştirme aygıtı

Tüm dişlerin labial ve lingual yüzeylerinden geçen telle güçlendirilmiş akrilik bardan oluşmaktadır. Her dişi sıkı şekilde tutması bir dezavantajıdır. Bu tip bir aygıt, peridontal yıkıma uğramış dişlerin birbirine splintlenmesi için endikedir. Pekiştirme aygıtı olarak rutinde pek kullanılmaz [81].

Essix (vacuum-formed) plak

İlk olarak Ponitz tarafından ortodontide pekiştirme amaçlı kullanımı tanımlanmıştır [82]. Şeffaf ve termoplastik bir pekiştirme aygıtıdır. Günümüzde, özellikle üst çenede kullanımı popülerdir [83]. Vakum ile şekillenen Essix plağın avantajları; düşük maliyet, yapım kolaylığı, daha ince ve şeffaf olmasından dolayı hastaların kullanmayı kabul etmesi ve kooperasyonunun daha fazla olmasıdır [84]. Ancak güncel çalışmalar bu plakların fiziksel özelliklerinde bazı problemler bulmuşlardır; Champbell ve ark.,

Essix plakların bir yıl boyunca yeniden yapılma nedenlerinin %38'inin aşırı derecede aşınma olduğunu belirtmiştir. Ayrıca Essix plak, dişlerin oklüzal yüzeylerini kapladığı için pekiştirme tedavisi süresince posterior oklüzal kontak alanında önemli bir artma olmaz ve bu aktif tedavi sonrası posterior interdijitasyonunun gelişmesi beklenen vakalarda dezavantajdır [85].

Positioner

1945'te Kesling tarafından tanıtılmıştır. Diğer hareketli pekiştirme aygıtlarından üstünlüğü; ark içi diş pozisyonlarını korurken, aynı zamanda üst ve alt arklar arasındaki düzeltilmiş ilişkiyi devam ettirebilmesidir [86]. Ancak hacimli yapısından dolayı tüm gün kullanılması hasta için zordur, önerilen kullanım süresi gündüz 4 saat ve gece uykuda kullanılması yönündedir. Positionerların esnek yapısı dişi sıkı bir şekilde tutamaz, bu nedenle kesici rotasyonlarının kontrolünde standart pekiştirme aygıtları kadar iyi değildir. Positioner kullanımı sırasında kapanışın derinleşme eğiliminde olması ise open bite hastaları için bir avantajdır [81].

2.4.4.2 Sabit pekiştirme aygıtları

İlk sabit pekiştirme aygıtları bantlı apareylerdir [64]. Sabit lingual arklar pekiştirme amaçlı kullanılmaktaydı. Daha sonra kanin dişlerin bantlandığı ve keser dişlerin lingual tarafından geçen kalın bir telin bantlara lehimlendiği aygıtlar kullanılmaya başlanmıştır.

1973'te asitle pürüzlendirme yönteminin bulunmasıyla birlikte ilk kez Knierim sabit lingual retainer yapımını tarif etmiştir. Kanin dişlerinin lingual yüzeylerine kalın düz ortodontik teli kompozit rezin ile yapıştırmıştır. Sabit lingual retainerların avantajları; görünür olmamaları, hasta kooperasyonu gerektirmemeleri ve diğer aygıtlarla kıyaslandığında ark içi daimi veya uzun süreli pekiştirmede daha iyi stabilizasyon sonuçları göstermeleridir [80].

Artun ve Zachrisson ise ilk defa kalın ortodontik tel yerine çok sarımlı telleri sabit lingual retainer yapımında kullanmışlardır [87]. Tel aynı şekilde sadece kanin dişlerinin lingual yüzeylerine yapıştırılmıştır. Zachrisson daha sonra sabit lingual retainer yapımında çok sarımlı teli tüm ön bölge dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırmıştır. Kullanılan telin tipinden, boyutlarından ve bonding prosedürlerinden ayrı olarak ince, esnek, çok sarımlı retainer telleri altın standart olarak kabul edilmektedir [15]. Fakat bu pekiştirme aygıtlarının da sınırlamaları estetik açıdan

göreceli olarak iyi olmaması ve nikel alerjisi olan hastalarda kullanılamamasıdır. Bu sebeple alternatif olarak fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin retainerlar geliştirilmiştir [88].

Kanin-kanin lingual retainerlar

Yalnızca kanin dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılmaktadırlar. Bu tip lingual retainerların endikasyonları; tedavi öncesi şiddetli alt keser çapraşıklığı bulunan, interkanin mesafenin artırıldığı, alt kesici dişlerin protrüze olduğu, derin kapanışın düzeltildiği vakalardır [89].

Kanin-kanin lingual retainerların tüm alt ön dişlere telin yapıştırıldığı retainerlara göre avantajı hastanın tel koşturduğunda hemen fark edebilmesidir [80].

Esnek (fleksible) spiral tel retainerlar

Alt altı kesici dişin lingual yüzeyine çok sarımlı paslanmaz çelik tel yapıştırılması tekniğidir. Çok sarımlı paslanmaz çelik telin düzensiz bir yüzeye sahip olması kompozit rezin için artmış mekanik retansiyon yüzeyi oluşturmaktadır ve böylece retantif loopa ihtiyaç duyulmamaktadır [90]. Ayrıca tüm ön bölge dişleri birbirine bağlasa bile telin esnek yapısı dişlerin fizyolojik hareketine izin vermektedir [91].

Esnek spiral retainerların dezavantajı hastanın ağız hijyenine dikkat etmesini gerektirmesidir, bu amaçla günlük diş ipi kullanımı önerilmektedir [80]. Retainer teli çok ince olursa yada pasif bir şekilde yapıştırılmazsa istenmeyen diş hareketleri oluşabilmektedir [92].

Klinik kullanım endikasyonları; kapatılan median diastema vakaları, potansiyel post-ortodontik diş migrasyonuna sahip yetişkin vakalar, travmayla üst kesicilerin kaybedildiği ve anterior diş boşluğunun korunması gereken vakalar, alt keser çekimli vakalar, şiddetli rotasyona sahip üst kesici diş bulunan vakalar ve palatinalde gömülü kanin bulunan vakalardır [90].

Günümüzde şekil verilmesi kolay olan dead soft retainer telleri kullanıma sunulmuştur. Üreticileri bu tellerin, aktif kuvvete bağlı oluşan istenmeyen diş hareketi miktarını azalttığını iddia etmektedir. Baysal ve ark. laboratuvarında uyguladıkları gerilme tipi kuvvet karşısında dead soft tellerde daha fazla deformasyon bildirmektedirler [93]. Taner ve Aksu çalışmalarında dead soft retainer telleri

kullanmışlardır. Fakat bu tellerin klinik kullanımları için daha fazla prospektif klinik çalışmaya ihtiyaç vardır [94].

Sabit lingual retainer uygulaması basit görünse de uzun dönemde başarı için detaylara çok dikkat edilmelidir [90]. Sabit lingual retainer ile klinik başarısızlık yüzey kontaminasyonuna bağlı olabilmektedir. Fakat en çok tel ve kompozit ara yüzünde ayrılma şeklinde başarısızlık görülmektedir [15]. Yetersiz adeziv uygulanması ve abrazyon nedeniyle materyal kaybı telin kompozit yüzeyinden ayrılmasına neden olabilmektedir [95, 96]. Kullanılan kompozit, retainer telini tutacak kadar yeterli güçte ve abrazyona dirençli olmalıdır. Bearn ve ark., 1997'de yaptıkları bir çalışmada telin üzerindeki kompozit kalınlığının 1 mm olmasının telin kuvvetlere karşı koymasında yeterli olacağını ve 1 mm'den fazla kalınlığın ise çok az bir katkı sağladığını göstermişlerdir. Aynı çalışmada bazı kompozit markalarının diğerlerine göre abrazyon direncinin fazla olduğu bulunmuştur. Tel ve kompozit arasındaki bağlantıyı artırmak için bir çok yöntem denenmiştir. En etkili yöntemin tel üzerine mikro pürüzlendirme uygulanması ve kompozit-tel arasındaki mekanik adezyonun artırılması olarak bulunmuştur [97]. Üst çenede kullanılan retainerlarda alt çenede kullanılanlara göre daha fazla klinik başarısızlık görülmektedir [98].

Başlangıçtaki maloklüzyonun tipi, hastanın yaşı ve retaineri temiz tutma becerisi retainerin ağızda kalma süresi üzerinde etkilidir. Retainerda başarısızlık olmadığı sürece tedavi sonuçları devam ettirilebilir ve hasta yeterli plak kontrolünü sağladığı sürece retaineri uzaklaştırmak için bir neden yoktur [80].

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin retainerlar

Kompozit rezinler farklı çeşitte fiberler (Polietilen, Aramid, Carbon, Glass) ile güçlendirilerek diş hekimliğinde bir çok klinik uygulama alanı bulmuşlardır. Ortodontide ise tedavi sonrası retansiyon uygulamalarında kullanılabilirler [99]. Esnek spiral retainerlara alternatif olarak polietilen fiberle veya glass fiberle güçlendirilmiş kompozit retainerların avantajı yüksek biyolojik uyumluluğa sahip olmasıdır [100]. Böylece metal veya nikel alerjisine sahip hastalarda kullanılabilir. Transparan yapıda olması sayesinde dişlerin translusent görünümünü etkilemez, bu nedenle estetik açıdan da avantajlıdır [101]. Diğer yandan fizyolojik diş hareketini engelleyerek rijit splint etkisi oluşturması ve konvansiyonel retainerlara göre maliyetli olması dezavantajıdır [15, 102].

2.5 Ağız İçi Koşulları Taklit Etmek için Kullanılan *In Vitro* Test Yöntemleri

2.5.1 Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi

Normal koşullarda ağız içi sıcaklık yaklaşık olarak $35,2 \pm 2^{\circ}\text{C}$ olarak tespit edilmiştir [103]. Diş dokuları ile restoratif materyallerin termal genleşme katsayıları farkından dolayı mikrosızıntıya neden olabilecek boşlukların oluştuğu bildirilmektedir [104]. Dental restoratif materyallerin ağız içerisindeki koşullarının *in vitro* şartlarda taklidi amacıyla başvurulan yöntemlerden en önemlisi olan termal siklusun literatürde pek çok araştırmacı tarafından kullanıldığı bilinmektedir.

Termal siklus ile materyallerin sıcak ve soğuk uygulanması durumlarında meydana gelen ısı değişimlerine tepkileri incelenmektedir. Bu sayede materyallerin bağlanma dayanımları, marjinal aralanmaları ve ısı değişimlerinin materyallere etkileri incelenebilmektedir. Ağız içerisinde ısı değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin bir veri bulunmamasına rağmen günlük 20-50 siklüsün olduğu varsayılarak 10.000 siklüsün bir yıllık doğal döngüye karşılık geleceği bildirilmektedir [105].

Termal siklus ile yaşlandırmada uygulanan siklüs sayısı, banyo sıcaklıkları, daldırma süreleri ve transfer zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir [106-108].

Termal siklus ile yapılan yaşlandırma sonucunda kollajenlerin hidrolizi ile ya da termal genleşme katsayısı dişe göre daha fazla olan restoratif materyallerin genişip daralması sonucu boşluklar oluştuğu bildirilmektedir [105]. Xie ve ark.'nın iki aşamalı total-etch adezivlere termal siklus uyguladıkları çalışmada, mikro bağlanma değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı oranda düştüğü rapor edilmektedir [109].

Diğer yandan Leloup ve ark. termal siklusun bağlanma dayanımına önemli bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir [110].

2.5.2 Bekletme ile yaşlandırma yöntemi

Bu yöntemde örnekler en çok 37°C 'deki yapay tükürük ya da su içerisinde birkaç ay, 4-5 yıl ya da daha uzun süre bekletilerek yapay olarak yaşlandırılmaktadır. De Munck ve ark. bağlanma kuvvetlerinde kısa bir bekleme periyodundan sonra bile azalma olduğunu bildirmektedir [111]. Bağlanma kuvvetlerinde meydana gelen azalma, resin veya kollajenin hidrolizle yıkımına bağlı olmaktadır. Ayrıca su, polimerize matrikse infiltre olarak mekanik özelliklerin azalmasına ve polimerize yapıya katılmayan artık monomerlerle birlikte bağlantının zayıflamasına neden olmaktadır [112].

2.5.3 Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi

Doğal koşulları taklit etmenin başka bir yöntemi de diş sert dokularına mekanik olarak kuvvet yüklemesi yapmaktır [113]. Frankenberger ve ark. belirli bir kuvvete ilaveten termal siklus uygulanmasına tabii tutulan örneklerde bağlantının zayıfladığını göstermektedirler [114]. Başka bir çalışmada mekanik yüklemenin mikrosızıntı verilerini etkilenmediği tespit edilmiştir [115].

2.5.4 Çiğneme simülatörü ile yaşlandırma yöntemi

Günümüzde hızla gelişen materyal seçeneklerini test etmek için *in vitro* çalışma ihtiyacı artmaktadır. Klinik kullanımdan önce ağız ortamını yansıtan cihazlardan yararlanarak materyaller test edilebilmektedir. Çiğneme simülatörleri de bu amaçla *in vitro* çalışmalarda yoğun olarak kullanılmaktadır.

Ağız ortamı, dental uygulamalarda yorulmaya bağlı başarısızlık meydana getiren tüm faktörlere sahiptir. Bu nedenle, dental materyallerin uzun ömürlülük ve dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verilerini ortaya koymak için uzun dönem klinik araştırmalar gerekli olsa da parametrelerin standardize edilmesi oldukça güçtür [116]. Yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, kuvvet ve stres uygulayabilen hatta bazılarında test ortamına ilave nem ve kontrollü sıcaklık sağlayan birçok alet geliştirilmiştir [117]. Sulu ortama maruz kalmak dental materyallerin mekanik özelliklerini etkilemektedir [116]. Bu nedenle laboratuvar ortamında yapılan araştırmalar, termal değişkenlikleri yansıtmak durumundadır.

Sonuçları elde etmede geçen sürenin uzun olması, bazı etik problemler ve çalışma bütçesinin artması gibi sebeplerden ötürü klinik testler gerçekleştirilirken zorluklar doğabilmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerin klinik çalışmalarda kullanılmadan önce çiğneme kuvvetlerine karşı; kırılma ve aşınmaya karşı test edilmesinde büyük yarar vardır. *In vitro* testler uygulanırken en doğru sonuca ulaşmak için çiğneme sistemi mümkün olduğunca yansıtılmalıdır.

Bireyler arasında ısırma kuvvetleri geniş bir aralığa sahiptir. Çiğneme ya da yutkunma sırasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetleri 10 ile 120 N arasında değişmektedir [118, 119]. Maksimum ısırma kuvveti ön bölgede 190 N ile 290 N arasında olurken arka bölgede 200 N dan 360 N'a kadar çıkabilmektedir [120, 121]. Çiğneme simülatörü ile

yapılan çalışmalarda uygulanan kuvvetler ve siklus sayıları araştırmanın amacına göre değişiklik göstermektedir (Tablo 2.1). Dewji ve ark. yorma testinde 1000 kez döngü uygularken, Kheradmandan ve ark. ile Beschnidt ve Strub 1.200.000 kez döngü uygulamışlardır [122-124]. Mi-Jin ve ark. çalışmalarında örnekleri çiğneme simülatöründe 300.000 siklusla 49 N ile yaşlandırma yapılarak yüzey aşınma oranlarını değerlendirmişlerdir [125].

Tablo 2.1 : Çiğneme simülatörü kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalar.

Çalışma	Uygulanan Kuvvet	Uygulanan Siklus Sayısı	Siklus sayısının ay bazında karşılık değeri
Lars S. et al. (Clinical Oral Implants Research, 2008)	120 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Ghazal M. et al. (Dema Journal, 2008)	49 N	200.000	Yaklaşık 10 ay
Att W. et al. (The Journal of Prosthetic Dentistry, 2009)	50 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Guess PC. et al. (Clinical Oral Investigations, 2013)	49 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Barcellos RR. et al. (Journal of Biomechanics, 2013)	30 N	250.000	Yaklaşık 13 ay
Zhao K. et al. (Dema Journal, 2014)	98 N	1.200.000	Yaklaşık 60 ay
Borba M. et al. (Dema Journal, 2015)	140 N	1.000.000	Yaklaşık 50 ay
Spies BC. et al. (Dema Journal, 2015)	98 N	1.200.000 ve 5.000.000	Yaklaşık 60 ay ve 250 ay

Isırma esnasında kaslardaki aktivasyon her yarım siklus için yaklaşık 0,2-1,5 hertz (Hz) frekans aralığındadır [119]. Bundan dolayı, çiğneme sistemini uygun şekilde taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenmiş kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık klinik 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 eşdeğer olarak kabul edilmektedir [116, 126].

Araştırmalarda en yaygın kullanılan dual akslı çiğneme simülatörü, su haznesi bulunan, farklı kuvvetler uygulayabilen ve hem iki hem de sekiz örneğin aynı anda bağlanabildiği çeşitleri olan cihazdır [127, 128]. Bir diğer önemli özelliği kullanıcı tarafından ayarlanan termal döngü sağlayabilmesidir [128, 129].

Bilgisayar ile kontrol edilebilen dual akslı çiğneme simülatörü, yatay ve dikey yönde kuvvet uygulayabilmektedir. Hazırlanan örnekler tutucular içerisine yerleştirilir ve antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış uçlar ile çiğneme siklusları yerine getirilir [128, 130]. Belirlenen çiğneme fonksiyonu, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilmektedir. 1,3 Hz-1,8 Hz' lik çiğneme frekansı ile her 0,6-1,1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir [119, 128, 131]. Çiğneme simülatörü çeşitli ağırlıklarla ve çeşitli sikluslarla programlanabilmektedir. Çalışmalarda sıklıkla posterior bölgedeki normal oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacıyla 49 N'luk kuvvet uygulanmaktadır [120]. Dejak ve ark. ise bir molar dişine gelen parafonksiyonel kuvveti temsil etmek için 0-200 N arasında artan kuvvet değerini kullanmışlardır [132].

2.6 Bağlanma Dayanıklılık Testleri

Diş sert dokuları ile restoratif materyaller arasında klinik olarak kabul edilebilir bir bağlanma dayanıklılığı elde etmek amacıyla adeziv sistemler geliştirilmiştir. Adeziv materyallerin hem bağlanma dayanıklılıklarını hem de fiziksel özelliklerini etkileyen faktörleri değerlendirmek için bağlanma dayanımı ölçümü önemlidir [133]. Literatürde kullanılan *in vitro* yöntemler arasında makaslama (shear), gerilim (tensile) ve mikro gerilim (micro tensile) bağlanma dayanıklılık testleri örnek olarak gösterilebilmektedir [113, 134].

Ölçülen bağlanma dayanım değerlerinin materyalin özelliklerini tam olarak yansıtmadığı unutulmamalıdır [135]. Bu değerler kullanılan kompozit, örnek büyüklüğü ve geometrisi, uygulanan kuvvet oranı gibi deneysel etkenlere göre değişkenlik gösterebilmektedir [136]. Dolayısıyla sonuçlar karşılaştırılırken bu parametrelerin sonuçlarda farklılığa neden olabileceği unutulmamalıdır [111, 137].

Bağlanma dayanım testinin uygulaması kolay ve hızlı olmalıdır. Genel olarak laboratuvar testlerinin avantajları arasında test prosedürünün klinik işlemlere göre nispeten kolay olması, spesifik parametre ve özelliklerle ilgili veri elde etmenin hızlı olması, belirli bir parametrenin ölçülebilmesine olanak sağlaması, birçok sayıda deneysel grubun tek bir çalışmada test edilebilir olması, yeni deneysel materyal veya tekniğin güncel altın standart performansı ile karşılaştırılabilmesine olanak vermesi sayılabilmektedir [111].

Diş ile materyalin bağlanma ara yüzüne paralel olacak şekilde ve sabit bir artışla kuvvet uygulanarak bağlanma makaslama testi ölçümü *in vitro* olarak yapılmaktadır. Örneklerin, klinik ortamdaki yük dağılımını taklit edebildiği düşünüldüğünden bağlanma dayanımı testlerinden en sık tercih edilendir [138, 139].

Bu noktada başka bir önemli bir parametre ise bağlanma dayanım değerlerine ek olarak sorgulanması gereken bağlanma başarısızlığı modudur. Başarısızlık modu; adeziv (adeziv/diş ara yüzünde oluşan), koheziv (tamamen diş ya da adeziv içerisinde oluşan) ve karışık (kısmen ara yüzde ve kısmen koheziv) olarak sınıflandırılmaktadır. Bağlanma dayanımı çalışmalarında başarısızlık modu belirtilmezse bağlanma dayanımı sonuçları da neredeyse anlamsız olarak değerlendirilmektedir [140].

2.7 Mikrosızıntı Ölçüm Metodları

Restorasyonların kenar uyumunu, kaviteyi örtüleme özelliklerini, diş–restorasyon arasında oluşabilecek geçirgenliğin derecesini belirlemek için kullanılan pek çok yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler [141-145];

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

2.7.1 Kimyasal ajanların kullanılması

Radyoaktif olmayan renksiz, penetrasyon yeteneğine sahip iki komponentli kimyasal boyayıcılar kullanılmaktadır. Her iki komponentin kimyasal olarak reaksiyona girmeleri sonucu diş-restorasyon ara yüzeyinde oluşan çökeltinin fotoğraflanması ile kenar sızıntısının görüntülenmesi esasına dayanmaktadır [141]. Bu yöntemle mikrosızıntının tespit edilmesinde en çok gümüş tuzları tercih edilmektedir. Bunlardan %50'lik gümüş nitrat tuzları sıklıkla kullanılmaktadır [144, 146]. Bir bakteri ile kıyaslandığında gümüş iyonunun çok daha küçük boyutta olması, oluşan aralıklardan rahatlıkla sızabilmesini sağlamaktadır. Bu sebeple yöntemin duyarlı bir test yöntemi olduğu ve kantitatif veriler elde edilebilmesine olanak sağladığı bildirilmektedir [144]. Kullanılan kimyasal ajanların radyoaktif özellikte olmaması bir avantajdır.

2.7.2 Elektrokimyasal yöntemler

Bu yöntemin temeli; restorasyonun tabanı ile temas edecek şekilde elektrod görevi görecektir bir levha yerleştirilerek daha sonra restorasyonun tamamlanarak dişin tamamen izole edilip elektrolit banyosuna daldırılıp dışarıda bulunan bir güç kaynağına bağlandığında varsa kenar aralığından geçen akımın ölçülmesi esasına dayanmaktadır [144, 147, 148]. Elektrik akımındaki sapma restorasyon arayüzeyinde bir aralık oluştuğuna işaret etmektedir. Metalik restorasyonlarda bu tekniğin kullanımı uygun değildir [144, 148].

2.7.3 Nötron aktivasyon analizi

In vitro şartlarda mikrosızıntının ölçülebilmesine olanak sağlayan bir yöntemdir. Restorasyon kenarına manganez gibi bir kimyasal işaretleyici yerleştirilip kenarlarından sızması sağlandıktan sonra örneklerin nükleer bir reaktörün çekirdeğine yerleştirilerek mangan (Mn^{56}) ile bombardımana uğratılıp her bir dişin aldığı mangan miktarı ölçülerek mikrosızıntı belirlenebilmektedir [141, 144, 149, 150]. Bu yöntem ile elde edilen sonuçların kantitatif olduğu bildirilmektedir. Fakat tekniğin pahalı ve karmaşık olması, nükleer mühendislere ve radyoaktif izotoplara gereksinim duyulması ve sızıntının diş-restorasyon arayüzünde mi olduğu yoksa dişin kendisinden mi kaynaklandığının belirlenememesi gibi dezavantajları vardır [144, 150].

2.7.4 Boyar madde penetrasyon testleri

Uygulaması kolay ve maliyeti düşük olduğu için bu yöntem eskiden bu yana tercih edilmektedir [141, 151]. Temel mantığı çekilmiş ve restore edilmiş bir dişin apeksinin tıkanarak restorasyon dışında kalan tüm yüzeyinin cila veya mum ile kaplanmasından sonra belirli bir süre için boyar madde içinde bekletilmesi esasına dayanmaktadır. Daha sonra örneklerin kesitleri alınarak sızan boya miktarı mikroskop altında incelenmektedir [152]. Kullanılan boyalar solüsyon ya da farklı boyutlarda partiküller içeren süspansiyonlardır. Boyar maddeler farklı konsantrasyonlarda farklı bekletme sürelerinde kullanılabilir [151-153]. En çok tercih edilen boyalar; %20'lik floresan, %0,25'lik tolüdin mavisi, %2'lik eritrosin, %0,05 kristal viyole, %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 solüsyonlarıdır [152, 154-156].

Mikrosızıntı değerlendirmelerinde boya penetrasyonu ile kenar sızıntısının saptanmasında genellikle basamaklı olarak artan skalalar kullanılmaktadır [156-158].

2.7.5 Radyoizotopların kullanılması

Boya penetrasyon yönteminden sonra en çok tercih edilen yöntem radyoaktif izotop kullanımıdır [159]. 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 bekletilmekte ve yıkanıp kurutulduktan sonra dikey olarak kesilerek röntgen filmi üzerine bırakılmaktadır. Otoradyografi sonucunda izotopun gözlendiği alana göre mikrosızıntı belirlenmektedir [124, 160]. I^{131} , Ca^{45} , S^{35} , Na^{22} , C^{14} , P^{32} en sık kullanılan radyoizotoplardır [161]. Mikrosızıntı belirlemede radyoizotopların kullanımı ile daha duyarlı çalışmalar yapılabilir. İzotop molekülleri boyalara göre daha derinlere nüfuz edebilir ve otoradyograflarla da çok az sayıdaki izotoplar saptanabilmesi en düşük düzeydeki mikrosızıntıyı dahi saptamayı kolaylaştırır [160]. Tekniğin en büyük dezavantajı, sonuçların derece derece artan skorlama sistemi ile subjektif olarak değerlendirilmesidir. Ayrıca 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 bildirilmektedir [112, 162]. Çalışma esnasında radyoaktif maddeye elle dokunulmaması için özel önlemler alınmasını gerektirmektedir [163].

2.7.6 Bakteriyel yöntemler

Restore edilmiş dişlerin bakteri kültürü içerisine daldırılması ve diş-restorasyon ara yüzeyinde bakteri üremesi olup olmaması esasına dayanan bir yöntemdir. Bakteriler özel yöntemlerle boyanarak sızıntının derecesi belirlenmektedir [141, 144, 164]. 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 [144, 164]. Bu yöntemde kullanılacak bakteri belirlenirken laboratuvarında çalışmanın kolay olmasına ve ağız içi bölgeden izole edilebilmesine dikkat edilmelidir [141, 144, 165]. Yöntemin en büyük dezavantajı elde edilen sonuçların kalitatif olmasıdır [141, 144]. *S. Sangius*, *S. Epidermidis*, *S. Mutans*, kromopetit floresan pigmenti içerdiği için izlenmesi kolay olan *P. Floresans* gibi bakteriler sıklıkla kullanılan bakteri türleridir [141, 165].

2.7.7 Hava basıncı yöntemi

Basıncılı havanın dişe, kök kanalına ve pulpa odasına gönderilmesi ve statik sistem içerisinde kaybolan basıncın ölçülmesi ile mikro sızıntının ölçüldüğü yöntemdir [141, 166]. Bir başka teknik ise restore edilmiş dişlerin 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 değerlendirilmektedir [141, 149, 155]. Dişlerin kenar bütünlüğünü bozmaması ve tekrar edilebilirliği avantaj olarak görülse de gerçek klinik durumu yansıtmaması dezavantajıdır [141].

2.7.8 Mikroskopik inceleme yöntemleri

Birçok araştırmacı restorasyon materyallerindeki sızıntıyı farklı metodlarla inceledikten sonra kavite kenarlarından elde ettikleri bulguları değerlendirmek için mikroskopik analiz yöntemini kullanmaktadırlar.

2.7.9 Tarama elektron mikroskobu (SEM)

Işık yerine vakum içinde hızlandırılmış elektron demeti kullanılmaktadır. Büyük bir alan derinliğine sahip olduğundan yüksek rezolüsyonlu görüntü oluşturabilmektedir. İncelenecek örnekler 100.000 kez büyütülerek yüzey yapıları görüntülenebilmekte ve yüzeyde meydana gelen farklılıklar değerlendirilmektedir.

Diğer sızıntı yöntemleriyle sonuçların karşılaştırılmasında kısmi bir bağlantı kurulabilmektedir [141, 167, 168]. 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-dış ara yüzeyinde bozulmalara yol açabileceği ve mikrosızıntının değerlendirilmesinde hataya neden olabileceği belirtilmektedir [150].

Replika teknik ise; 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 esnasında bozulma gözlenmemektedir [147].

2.7.10 Konfokal lazer tarama elektron mikroskobu (CLSM)

Floresan boyalar (Rhodamin) kullanılarak işaretleme yapan elektron mikroskop tekniğidir [169, 170]. Tarama elektron mikroskobundan farkı ıslak yapıdaki örneklerin de incelenebilmesinin mümkün olmasıdır [170, 171]. Bu teknik ile 100 nm'den küçük alt yüzey düzlemleri incelenebilmektedir [171]. Mikroskobun objektif lensi ile incelenecek yüzey arasında özel bir daldırma (immersion) likiti kullanılmaktadır. Konfokal lazer tarama mikroskobu yansıma ve floresan olarak iki ayrı modda inceleme yapmaktadır. 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 [171]. Floresan modunda ise boyayıcı ajanın dağılımı kaydedilerek penetrasyon yolları incelenebilmektedir [169, 170].

2.7.11 Mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi

Radyopak olması ve elektron yoğunluğu nedeniyle boyar madde olarak gümüş nitrat kullanılmaktadır. Son zamanlarda gümüş nitrat mikro bilgisayarlı tomografi ile birlikte uygulanmaktadır. Yazılım sonucu oluşan görüntüde mikrosızıntı tespit edilebilmektedir [172].

2016 yılında Jacker-Guhr ve ark.'nın sınıf V kavitelerde mikro-BT ile mine ve dentin marjinlerindeki oluşan mikrosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmada, mine ve dentin marjinleri karşılaştırıldığında minede gümüş nitratın penetre olmadığı daha fazla boşluk gözlenmektedir [173].

Öztürk ve ark.'nın mikro-BT ile seramik braketlerde yaptıkları çalışmada %50 oranında kk boşukların grntlenemediğini, bunun sebebi olarak gümüş nitrat partiküllerinin kendilerinden daha kk boşuklara penetre olamamasını göstermektedirler [174].



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1 Çalışmada Kullanılan Dişler ve Gruplandırma

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Temel Bilimler Tıbbi Biyoloji ve İstatistik Bölümü'nde benzer çalışmalar baz alınarak güç analizi yapılmıştır [175, 176]. Yapılan hesaplama sonucunda %80 güç düzeyinde %95 güven aralığında her bir mikrosızıntı grubu için minimum 32 adet örnek, bağlanma dayanımı ve kırılma tipi analizi için her grupta minimum 17 adet örnek gerekli olduğu ortaya konmuştur. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne ve beş farklı diş kliniğine tedavi amacıyla başvuran ve tedavi planlamalarına göre ortodontik, protetik veya periodontal sebeplerle kesici diş çekimine karar verilen hastalardan elde edilen toplam 132 adet kesici diş kullanılmıştır. Diş seçiminde hastanın cinsiyeti ve yaşı dikkate alınmamıştır. Minenin bütün ve sağlam olmasına dikkat edilmiş; çürük, kırık, çatlak, beyaz nokta lezyonu, demineralizasyon alanı ve lingual bölgede restorasyon olmamasına dikkat edilmiştir. Abrazyon bulunan ve çekim sırasında tahrip olan dişler ve daha önce lingual retainer uygulanan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda geleneksel asitle ve Er:YAG lazerle pürüzlendirme teknikleri mikrosızıntı, bağlanma dayanımı ve kırılma tipi analizi açısından karşılaştırılmıştır. Her iki teknik için termal siklus ve çiğneme simülatörüyle yaşlandırma yöntemleri kullanılmıştır. Toplamda iki ana grup ve birer alt grupları olmak üzere 4 grup oluşturulmuştur (Tablo 3.1).

Tablo 3.1 : Dişlerin gruplandırılması.

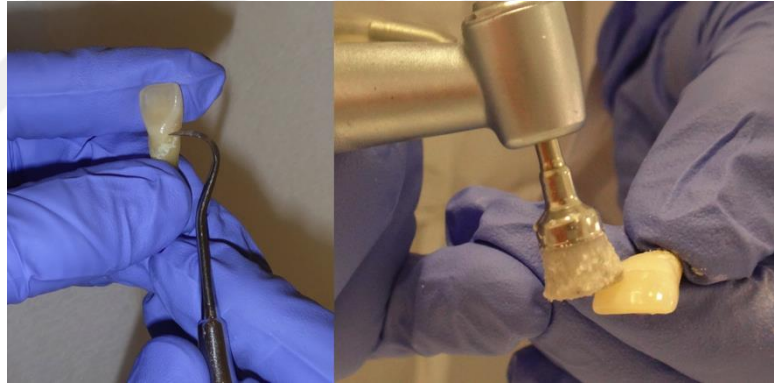
	%37'lik fosforik asit ile pürüzlendirme	Er:YAG lazer ile pürüzlendirme
Bağlanma dayanımı ve kırılma tipi analizi	Grup I (n=17)	Grup II (n=17)
Mikrosızıntı analizi	Grup IA (n=32)	Grup IIA (n=32)

n = diş sayısı

Dişler üzerindeki yumuşak doku artıkları kretuar ile temizlenmiş ve dişler distile suda bekletilmiştir. Bekletme süresinin 3 aydan fazla olmamasına dikkat edilmiştir. Distile su her hafta aynı gün değiştirilmiştir (Şekil 3.1). Örnekler akrilik bloklara yerleştirilmeye hazırlanırken mine yüzeyi pomza ile 15 saniye temizlenmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.1: Kullanılan pomza ve distile su



Şekil 3.2: Kretuar ve pomza ile diş yüzeyinin temizlenmesi.

Pürüzlendirme işlemi öncesinde insan periodonsiyumunu taklit etmesi amacıyla çekilmiş dişlerin kök yüzeylerine otopolimerizan silikon (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya) 0,1 mm kalınlığında ince bir tabaka halinde uygulanmıştır (Şekil 3.3). Kullanım talimatına uygun olarak 1 saat beklenmiş, silikon polimerize olduktan sonra, kök ucundaki damla şeklindeki fazlalıklar kesilmiş, çiğneme simülatöründe uygulanmak üzere otopolimerizan akrilik rezin (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya) içine yer düzlemiyle 135⁰ açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5). Rezinin polimerizasyonu esnasında meydana gelen ekzotermik reaksiyonun termal etkisinden korumak için numuneler distile suda muhafaza edilmiştir [163, 177, 178]



Şekil 3.3: Diş kökünün otopolimerizan silikon ile kaplanması (Anti-Rutsch-Lack; Wenko, Wensselaer, Almanya).



Şekil 3.4: Otopolimerizan akrilik (Technovit 4000, Kulzer, Wehrheim, Almanya).



Şekil 3.5: Dişlerin Technovit 4000 içine gömülmesi.

3.1.1 Asitle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması

Grup I ve Grup IA örneklerini hazırlamak için temizlenen ve kurutulan dişlerin minesinin lingual retainer simante edilecek yüzeyine %37 konsantrasyona sahip fosforik asit (Gel Etching Agent, Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, ABD) uygulanmıştır (Şekil 3.6). Asit, mine yüzeyine 30 saniye tatbik edildikten sonra 20

saniye basınçlı suyla yıkanmış ve 20 saniye kurutulmuştur. Bu işlem sonrasında retainer yapıştırılacak mine yüzeyinde opak bir alan oluştuğu gözlenmiştir.



Şekil 3.6: Ortofosforik asit (Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, ABD).

3.1.2 Er:YAG lazerle pürüzlendirilen örneklerin hazırlanması

Grup II ve Grup IIA örneklerini hazırlamak için pürüzlendirme işlemlerinde hem Er:YAG hem de Nd:YAG özelliğine sahip olan Fotona (FIDELIS PLUS™, Ljubjana, Slovenya) lazer kullanılmıştır (Şekil 3.7). Çalışma öncesi lazer cihazına bakım ve kalibrasyon yapılmış, kullanılan başlıklardaki aynalar yenilenmiştir. Çalışmamızda temassız (non-kontakt) modda pürüzlendirme yapılmıştır. Bunun için Fotona Light Walker H02-N lazer başlığı kullanılmıştır. Mine pürüzlendirmesi için kullanılan parametreler: 120mj, 10 Hz, MSP modunda %40 su %60 hava şeklinde ayarlanmıştır (Şekil 3.8).

Mine yüzeyinde pürüzlendirilecek alan işaretlendikten sonra lazer başlığı yaklaşık 10 mm uzaklıktan yüzeye dik olarak süpürme şeklinde 15 saniye boyunca uygulanmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.7: Çalışmada kullanılan Fotona lazer (FIDELIS PLUS™, Ljubjana, Slovenya).



Şekil 3.8: Kullanılan lazer parametreleri.



Şekil 3.9: Örneklerin lazerle pürüzlendirilmesi.

3.1.3 Lingual retainer telinin dişlere yapıştırılması

Fosforik asit ve lazer ile pürüzlendirilen örneklerde primer olarak Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) kullanılmıştır. Primer, bond fırçası yardımıyla pürüzlendirilmiş diş yüzeyine ince bir tabaka halinde sürülmüş ve Valo (Ultradent Products Inc., South Jordan, ABD) ışık kaynağıyla Xtra Power modunda dişlerin lingual yüzeyine dik olarak, dişlere 3 mm uzaklıktan insizal ve gingival taraflardan 3'er saniye ışık tutularak polimerize edilmiştir.

Primer uygulanan dişlere Transbond LR (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) ile retainer teli yapıştırılmıştır. Retainer teli, mine yüzeyi hazırlanan dişlerin lingual yüzeyinin orta 1/3'üne gelecek şekilde konumlandırılmıştır. Diş yüzeyine yerleştirilmiş tel üzerindeki yapıştırıcı kalınlığını standardize edebilmek için Minimold (G&H Orthodontics, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.10). Sond yardımıyla basınç uygulanıp, taşan fazla adeziv temizlendikten sonra primere benzer şekilde polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Dişleri taşıyan akrilik bloklar sabitlenerek retainer telinin yapıştırma esnasında hareket etmesi engellenmiştir.



Şekil 3.10: Transbond™ LR light cure adhesive paste 3M Unitek (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) ve Minimold (G&H Orthodontics, ABD).

Bu çalışmada lingual retainer yapımında 0,0195 inch 6 sarımlı paslanmaz çelik tel (Masel, Ortho Organizers, Inc. CA, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Çiğneme simülatöründe test için hazırlanan örnekler.

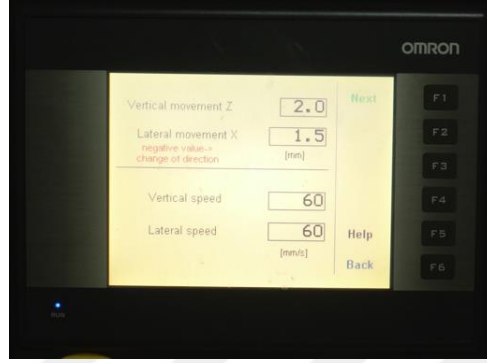
Yapıştırıcıyı sertleştirmek için Valo (Ultradent, South Jordan, ABD) kablosuz ışık cihazının ürettiği ışık 395-480 nm dalga boyuna sahiptir. Üç polimerizasyon modu (Standart Güç-1000 mW/cm², Yüksek Güç-1400 mW/cm² ve Xtra Güç-3200 mW/cm²) bulunmaktadır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: VALO ışık kaynağı (Ultradent Products Inc., South Jordan ABD).

3.2 Çiğneme Simülatörü için Örneklerin Hazırlanması

Örnekler 50 N'luk kuvvet altında 2 mm dikey hareket ve 1.5 mm yatay hareketle yaklaşık 2 yıla eşdeğer olacak şekilde toplamda 500.000 kez çiğneme işlemine tabii tutulmuştur (Şekil 3.13). Simülasyon esnasında haznelerde distile su kullanılmıştır (Şekil 3.14).



Şekil 3.13: Çiğneme simülatöründe kullanılan parametreler.



Şekil 3.14: Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik GMBH, Westerham, Almanya).

3.3 Örneklerin Termal Siklüs Isısal Döngü İşlemiyle Yaşlandırılması

Elde edilen örneklere termal siklüs cihazında 5⁰C ve 55⁰C derece arasındaki banyolarda 30'ar saniye kalarak iki yıllık döngüye eşdeğer olacak şekilde 20000 kez termal siklus uygulanmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Termal siklus cihazı.

3.4 Mikrosızıntı Değerlendirmesi Yapılacak Örneklerin Hazırlanması ve İncelenmesi

Çiğneme simülatörü ve termal siklusla yaşlandırma sonucu elde edilen Grup IA ve Grup IIA da bulunan örnekler, kemiği taklit etmesi amacıyla gömülmüş oldukları otopolimerizan akrilikten çıkarılarak hassas kesim gerçekleştirebilmek için daha yumuşak yapıda olan soğuk akrilik bloklar (Imicryl, SC soğuk akrilik, Türkiye) içine mine sement sınırına kadar yerleştirilmiştir [179]. Mine çatlaklarından hatalı sızıntıları engellemek amacıyla, kompozitlerin etrafında 1 mm boşluk kalacak şekilde çift kat tırnak cilası sürülmüş ve örnekler %0,5'lik bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletilmiştir [128, 180, 181] (Şekil 3.16). Daha sonra akan su altında yıkanmış ve Mecatome T180 (PRESI-Métallographie, Eybens, Fransa) hassas kesim cihazında dişler meziodistal olarak yatay yönde Metkon 19-100 (101x12.7x0.3) (Metkon Endüstriyel San.Tic.A.Ş. Bursa, Türkiye) elmas kesim diskiyle su soğutması altında kesilmiştir (Şekil 3.17 ve Şekil 3.18).



Şekil 3.16: Mikrosızıntı örneklerinin hazırlanması.



Şekil 3.17: Kullanılan kesme diski.



Şekil 3.18: Hassas kesim cihazı

Mikrosızıntı incelemesi için hazırlanan Grup IA ve Grup IIA örnekleri Nikon SMZ1000 stereomikroskop (Nikon Corporation, Kanagawa, Japonya) altında 20X büyütmede incelenmiş, Photonic PL200 (Photonic Optische Geräte GmbH & Co KG, Viyana, Avusturya) cihazı ile fotoğraflanmış ve ölçümler Kameram (sürüm: 2.8.5.0) bilgisayar programına fotoğrafların aktarılmasıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.19 ve Şekil 3.20).



Şekil 3.19: Mikrosızıntı incelenmesinde kullanılan stereomikroskop.



Şekil 3.20: Örneklerin stereomikroskopta incelenmesi.

3.5 Bağlanma Dayanımı ve Kırılma Tipinin (ARI Skoru) Değerlendirmesi

Bağlanma dayanımı ve kırılma tipi analizi Shimadzu AGS – X seri Universal test cihazı (Shimadzu Co., Tokyo, Japonya) gerçekleştirilmiştir. Tüm örnekler 45⁰ açılı

eğik d¼zlem yardımıyla kuvvet uygulama yönüne paralel olarak yerleştirilmiştir. Kuvvet direkt olarak lingual retainer teline uygulanarak meydana gelen kopmanın oluştuğu andaki kuvvet, Newton cinsinden cihaza bağlı olan bilgisayarda kaydedilmiştir (şekil 3.21). Elde edilen kuvvet değerleri iki diş için toplam yapıştırıcının yüzey alanına (21,4 mm²) bölünerek MPa cinsine çevrilmiştir. Yapıştırıcı miktarı Minimold (G&H Orthodontics, ABD) kullanılarak standardize edilmiştir ve yapıştırıcının yüzey alanı üç boyutlu tarayıcıda hesaplanmıştır (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka).

Kırılma tipi analizi için diş yüzeyinde kalan adeziv artığı Artun ve Bergland'ın çalışmasında kullandığı ARI skorlamasına göre değerlendirilmiştir [182].

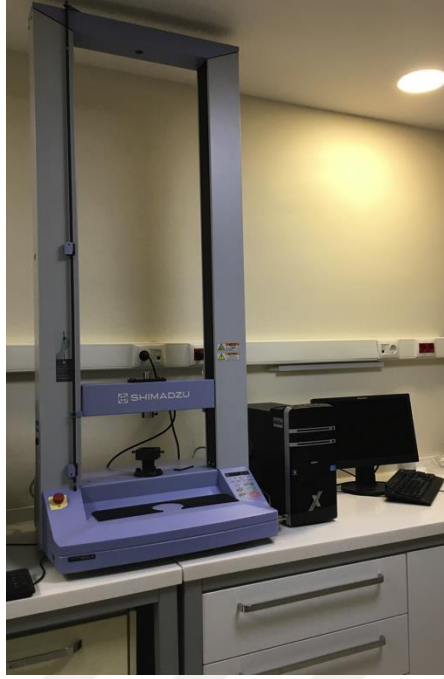
Bu indekse göre skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

- 0: Diş yüzeyinde artık adeziv yoktur.
- 1: %50'den az miktarda adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.
- 2: %50'den fazla miktarda adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.
- 3: Tüm adeziv diş yüzeyinde kalmıştır.

Skorlama esnasında adeziv materyal artıklarının lokalizasyonu stereomikroskop ile değerlendirilmiştir.



şekil 3.21: Universal test cihazında (Shimadzu Co., Tokyo, Japonya) bağlanma dayanımı testinin yapılması.



Şekil 3.22: Çalışmada kullanılan Universal test cihazı.

3.6 İstatistiksel Değerlendirilme

Araştırma sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows Version 20.0 programı ile yapılmıştır. Elde edilen veriler analiz edilirken frekans, ortalama, yüzde alma gibi yöntemler kullanılmıştır. Uygun analiz türünün belirlenmesinde ilk kriter verilerin türüdür. Niceliksel verilerin normal dağılıma uygunlukları Kolmogorov Smirnov testi ve grafiksel değerlendirmeler ile sınanmıştır. Normal dağılım göstermeyen niceliksel verilerin iki grup karşılaştırması Mann Whitney U testi kullanılarak yapılmıştır. Niteliksel verilerin analizinde Pearson Ki-Kare testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ ve $p < 0,01$ düzeylerinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Retainer-Adeziv ve Mine-Adeziv Mikrosızıntı Örneklerinin Karşılaştırılması

Retainer-adeziv ve mine-adeziv arasında mezial ve distal yönden yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.1). Asit ve lazerle pürüzlendirilen örneklerin adeziv-mine ve adeziv-tel arasındaki ortalama mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Tablo 4.2). Her iki pürüzlendirme yönteminde de adeziv-mine yüzeyleri arasında adeziv-tel yüzeylerine göre daha yüksek ortalamalara ulaşılmıştır. Pürüzlendirme yöntemine göre değerlendirildiğinde ise asit ve lazer grupları arasında mikrosızıntı açısından anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.1: Mikrosızıntı verilerinin meziodistal yön değerlendirmesi.

		Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Median	^a p		
Ortofosforik Asit	Adeziv-Mine	Mezial	0,47	0,48	0,00	1,80	0,37	0,178	
		Distal	0,31	0,36	0,00	1,58	0,28		
	Adeziv-Tel	Mezial	0,27	0,35	0,00	1,13	0,11	0,654	
		Distal	0,23	0,35	0,00	1,61	0,00		
	Er:YAG Lazer	Adeziv-Mine	Mezial	0,48	0,39	0,00	1,70	0,51	0,973
			Distal	0,48	0,33	0,00	1,24	0,39	
Adeziv-Tel		Mezial	0,29	0,32	0,00	1,17	0,23	0,551	
		Distal	0,25	0,31	0,00	1,03	0,22		

^aMann Whitney U test

Tablo 4.2: Mikrosızıntı verilerinin ortalamalarının değerlendirilmesi.

		Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Median	^a p
Ortofosforik Asit	Adeziv-Mine	0,39	0,43	0,00	1,80	0,32	0,036*
	Adeziv-Tel	0,25	0,34	0,00	1,61	-	
Er:YAG Lazer	Adeziv-Mine	0,48	0,36	0,00	1,70	0,48	0,001**
	Adeziv-Tel	0,27	0,31	0,00	1,17	0,22	
^a Mann Whitney U test		**p<0,01		*p<0,05			

Tablo 4.3: Pürüzlendirme yöntemine göre mikrosızıntı verilerinin gruplara göre değerlendirilmesi.

		Adeziv - Yapıştırıcı	Adeziv - Tel	
Ortofosforik Asit	Ort ± SD	0,39 ± 0,43	0,25 ± 0,34	0,208
	Min – Max (Medyan)	0-1,80 (0,31)	0-1,61 (0,0)	
Er:YAG Lazer	Ort ± SD	0,48 ± 0,36	0,27 ± 0,31	0,784
	Min – Max (Medyan)	0-1,70 (0,48)	0-1,17 (0,22)	

^aStudent t Test

4.2 Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması ile İlgili Bulgular

Asitle pürüzlendirme uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı ölçümleriyle, Er:YAG lazer uygulanarak pürüzlendirilen örneklerin ölçümlerinin karşılaştırılması Tablo 4.4'de gösterilmektedir. Gruplar arasındaki fark, istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,001; p<0,01). Asitle pürüzlendirilen örneklerin bağlanma dayanımı değerleri, lazerle pürüzlendirilen örneklerin değerlerinden yüksek bulunmuştur.

Tablo 4.4: Pürüzlendirme yöntemine göre bağlanma dayanımı verilerinin değerlendirilmesi.

	SBS Ölçümleri					^a p
	n	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	
Ortofosforik Asit	17	2,33	0,55	1,41	3,52	2,35
Er:YAG Lazer	17	1,28	0,86	0,76	1,75	1,35

^aMann Whitney U test

**p<0,01

0,001**

4.3 ARI Skorlaması ile İlgili Bulgular

Uygulanan pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının değerlendirilmesi Tablo 4.5'te gösterilmiştir. Asitle pürüzlendirilen örneklerde retainer koparıldıktan sonra mine yüzeyinde daha fazla kompozit kalırken lazer ile pürüzlendirilen örneklerde kompozit, tel üzerinde kalmıştır (p = 0,028; p < 0,05).

Tablo 4.5: Pürüzlendirme yöntemine göre ARI skorlarının değerlendirilmesi.

	ARI Skorları				^b p
	Kalmamış	%50'den az kalmış	%50'den fazla kalmış	%100'den fazla kalmış	
Ortofosforik Asit	2 (11,8)	5 (29,4)	8 (47,1)	2 (11,8)	
Er:YAG Lazer	7 (41,2)	8 (47,1)	2 (11,8)	-	

^bPearson Ki-Kare Test

*p<0,05

0,028*

5. TARTIŞMA

5.1 Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda ortofosforik asit ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine retainer teli uygulanmıştır. Mikrosızıntı, makaslama bağlanma dayanımı ve kırılma tipi; ortodontik, protetik veya periodontal amaçla çekilmiş insan kesici dişleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

Literatürde mevcut diğer *in vitro* çalışmalarda insan ve hayvan dişleri kullanılmıştır [183, 184]. Araştırmamızda insan mine yapısını tam olarak yansıtmaması ve çalışmanın standardizasyonu açısından çekilmiş insan üst kesici dişleri kullanımına karar verilmiştir. Toplanan çekilmiş dişlerin minesinin organik yapısında değişiklik olmaması amacıyla, testler uygulanana kadar distile suda bekletilmiştir [101, 185, 186].

Ortodontik ataçman yapıştırmadan önce mine yüzeyindeki kalıntılar pürüzlendirmenin başarısını etkileyerek ataçmanın yapışmasını engelleyebilmektedir ya da bağlanma dayanımını düşürmektedir [187]. Çekilmiş dişlerin yüzeyindeki organik artıkların uzaklaştırılması için kretuar ve mikromotor yardımıyla kıl fırça kullanılarak temizleme ve sonrasında flor içermeyen pomza ile polisaj işlemi yaygınlıkla kullanılan yöntemlerdir [176, 186, 188, 189]. Bu tez çalışmasında pürüzlendirme işlemlerinden önce, dişlerin mine-sement sınırında bulunan yumuşak doku kalıntıları kretuar ile uzaklaştırılmıştır. Daha sonra florsuz pomza ile 15 saniye boyunca kıl fırça kullanılarak mine yüzeyi temizlenmiştir. Son olarak örnekler 20 saniye basınçlı su ile yıkanarak 10 saniye yağsız hava-su spreyi ile kurutulmuştur.

Literatürdeki benzer amaçla gerçekleştirilmiş *in vitro* çalışmalarda, çiğneme simülatörü ile yaşlandırma uygulandığında gelen kuvvetlerin çekilmiş dişlere ağız ortamındakine benzer şekilde iletilmesi amacıyla otopolimerizan silikon kullanılarak periodontal dokuların taklit edildiği görülmektedir [190, 191]. Kheradmandan ve ark. termomekanik yaşlandırma ile dört materyalden üretilmiş üç üyeli köprü protezinin kırılma dayanımını ölçtükleri çalışmalarında yapay periodontal ligaman oluşturmak

amacıyla Anti-Rutsch Lack kullanmışlardır [123]. Naumann ve ark. endodontik tedavi sonrası fiber post uygulanarak tam seramik kuron protezi ile restore edilen maksiller kesici dişlerin yükleme kapasitesini araştırdıkları çalışmalarında çiğneme simülatörü için hazırlanan örneklerde Anti-Rutsch Lack ile peridontal ligamanı simüle etmişlerdir [178]. Anti-Rutsch Lack'ın 5N'luk kuvvet altında saptanan diş hareketi değerleri, Mühlemann tarafından bildirilen fizyolojik diş mobilitesi değerlerine yakındır [192]. Bu nedenle çalışmamızda yapay periodontal ligaman oluşturmak amacıyla bu materyal kullanılmıştır.

Lazer sistemleri ve fosforik asit kullanılarak gerçekleştirilen uygulamalarda braket yapıştırıldıktan sonra meydana gelen mikrosızıntı miktarını karşılaştıran çalışmalar mevcuttur [3, 20, 59, 60, 162]. Literatür incelendiğinde lingual retainer yapımında asit ve lazerle pürüzlendirme yöntemlerini çiğneme simülatörü ve termal siklus kullanarak mikrosızıntı, makaslama bağlanma dayanımı ve kırılma tipi analizi bakımından kıyaslayan çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle çalışmamızda konvansiyonel asit ile pürüzlendirme yöntemi ile Er:YAG lazer kullanılmıştır.

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde geçmişten günümüze farklı asitler farklı konsantrasyon ve uygulama sürelerinde tercih edilmiştir [22]. Osorio ve ark. mine yüzeyinin %37'lik fosforik asitle 15 saniyelik ve 60 saniyelik pürüzlendirme sürelerini incelediklerinde, 60 saniye pürüzlendirilen grupta braketlerin çıkarılması sırasında istenmeyen mine hasarı oluştuğunu göstermektedirler [24]. Asitle 15 saniye süresince pürüzlendirmenin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu gösteren çalışmalara karşın Gardner ve ark. ideal asitleme süresinin 30 saniye olduğunu bildirmişlerdir [193]. En çok tercih edilen asit olan ortofosforik asitin uygulama süresi ve konsantrasyonu incelendiğinde optimal asitleme süresi 15-30 saniye arasında ve uygun konsantrasyon %37 olarak bildirilmektedir [141, 159, 194-197]. Literatürden yola çıkarak çalışmamızda lingual retainer uygulanması için Grup I ve Grup IA örneklerinde %37'lik ortofosforik asit 30 saniye süreyle tatbik edilmiştir.

Asitle pürüzlendirme yönteminde dişler üzerine uygulanan asit yıkanırken hastaya verdiği kötü tat bir dezavantajdır ve hasta konforunu etkilemektedir. Ayrıca yıkamadan sonra mine yüzeyinde artık asit bırakılmaması ve kurutma sonrası tükürük kontaminasyonunun engellenmesi gibi teknik hassasiyet gerektirmektedir. Bunun yanı sıra tüm bu işlemler hastanın koltukta geçirdiği zamanı artırmaktadır.

Asitle pürüzlendirme prosedüründe porözitenin artmasıyla birlikte beyaz nokta lezyonu oluşumu ihtimalinin artması ve mine dokusunda madde kaybı olması gibi nedenler ortodontistleri alternatif pürüzlendirme metotları arayışına yönlendirmiştir [24, 198-200]. Asitle pürüzlendirme yöntemine alternatif olarak lazer sistemlerinin kullanımı gerek ortodontide gerekse genel diş hekimliği uygulamalarında popülarite kazanmaktadır.

Lazer uygulamalarının diş hekimliği alanında kullanılmasıyla birlikte mine yüzeyi üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Birçok araştırmacı, lazerin mine yapısında bulunan hidroksiapatit kristallerini etkileyerek düzensiz yüzey oluşturduğu ve adezivlerin mikromekanik bağlantısını artırdığını gösteren çalışmalar yapmışlardır [20, 25, 28, 50, 176, 201-203]. Sağır ve ark. Er:YAG lazeri iki farklı parametreyle ve asitle pürüzlendirme uygulayarak braketlerin bağlanma dayanımını ölçtükleri çalışmalarında asitle pürüzlendirilen örneklerin daha düşük kuvvet değerlerinde kopma gösterdiğini bildirmişlerdir [202]. Öte yandan Ariyaratnam ve ark. fosforik asit ve Nd:YAG lazer kullanarak bağlanma dayanımını ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında asitle pürüzlendirilen örneklerin bağlanma dayanımını daha yüksek bulmuşlardır [204]. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin karşılaştırıldığı bir araştırmada minimum invaziv etki, düşük atım değerleri kullanıldığında bile Er:YAG lazerin soğuk ablasyon ile optimum absorpsiyon özelliklerine sahip olduğu gösterilmektedir [205]. Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla, su ve hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilen Er:YAG lazer kullanılmıştır.

Mine yüzeyi pürüzlendirilmesinde Er:YAG lazer kullanılan birçok çalışmanın sonucunda lazerin enerji, güç ve saniyedeki atım sayısı parametrelerindeki farklılığın mine yüzeyinde farklı etkilere neden olduğu gösterilmektedir [161, 202]. Farklı çalışmalarda Er:YAG lazerin 10-30 Hz aralığında farklı frekanslarda ve 80 mJ, 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ, 200 mJ enerji düzeylerinde kullanıldığı görülmektedir [20, 40, 162, 202, 206]. Hamamcı ve ark. iki farklı lazer parametresi, self etch ve asitle pürüzlendirme uygulayarak braket altında oluşan mikrosızıntıyı karşılaştırmışlardır. Er:YAG lazer grubunda 20 Hz ve 1.8 W kullanılırken Er,Cr:YSGG lazer grubunda 20 Hz ve 1.75 W kullanılmıştır. Sonuç olarak asitle pürüzlendirilen grupta daha az mikrosızıntı oluşumu gözlenmiştir [176]. Borsatto ve ark. süt dişlerinde sealant-mine ara yüzeyinde oluşan mikrosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmalarında Er:YAG lazeri

120 mJ ve 4 Hz olarak kullanmışlardır [162]. Toodehzaim ve ark. asitle pürüzlendirme, 120 mJ 15 Hz Er:YAG lazer ve 140 mJ 15 Hz Er:YAG lazer parametrelerini kullanarak braket altında oluşan mikrosızıntıyı değerlendirmişlerdir. Üç grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır [207]. Sağır ve ark. farklı lazer ayarlamalarını kullanarak braketlerin bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Asitle pürüzlendirme, MSP modu 120 mJ 10 Hz Er:YAG lazerle pürüzlendirme ve QSP modu 120 mJ 10 Hz Er:YAG lazerle pürüzlendirme uygulanan gruplarda asitle pürüzlendirilen grup en düşük bağlanma dayanımını gösterirken lazerle pürüzlendirilen örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır [202]. Literatür araştırmasının sonucu ve üretici firmanın önerileri göz önünde bulundurularak, çalışmamızda Er:YAG başlığı için lazer parametreleri MSP modda 120 mJ, saniyede 10 Hz, 1,2 Watt olarak ayarlanmıştır [208].

Dental uygulamalarda kullanılan ışıkla sertleşen, kimyasal olarak sertleşen ve hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen adezivler bulunmaktadır. Kullanılan adezivin ışıkla polimerize edilmesi teknik hassasiyet ihtiyacını azaltarak hekime zaman kazandırmaktadır. Oberholzer ve ark. LED ve halojen ışık kaynakları kullanarak restoratif materyalleri polimerize etmişlerdir ve materyalleri bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak LED ışık kaynağı kullanılan örneklerin bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek ve mikrosızıntı değerleri daha düşük bulunmuştur [209]. Teknik açıdan avantajlı olması ve ışık uygulama süresinin kısa olması nedenleriyle çalışmamızda lingual retainer yapıştırılması esnasında LED ışık kaynağı tercih edilmiştir [210, 211].

Yapılan çalışmanın amacına uygun olarak çigneme simülatöründe uygulanan siklüs sayıları ve kuvvetler değişiklik gösterebilmektedir [212]. Ghazal ve ark. feldspatik seramik, kompozit rezin ve akrilik rezini aşınma açısından karşılaştırdıkları çalışmada çigneme simülatöründe 49 N kuvvet altında 200.000 siklüs uygulamışlardır [213]. Aynı yazarların insan minesini ve kompozit rezini aşınma açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında üç farklı kuvvet (20 N, 49 N ve 78 N) ve 300.000 siklüs ile yaşlandırma uygulanmıştır [214]. Dewji ve ark. Bis-GMA ve cam iyonomerin bağlanma dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında çigneme simülatöründe 1000 siklüs uygulamışlardır [124]. Kheradmandan ve ark. ile Beschnidt ve Strub ise 1.200.000 siklüs uygulayarak çalışmalarını gerçekleştirmişlerdir [122, 123]. Yapılan çalışmaların ışığında, ağız ortamındaki bir yıllık kuvvet iletimini taklit etmek için

çiğneme simülatöründe 240.000 siklus uygulanması gerektiği görülmüştür [215-217]. Literatürde uygulanan şekilde, çalışmamızda iki yıllık intraoral sürenin simülasyonu amacıyla örneklere 500.000 siklus 50 N' luk bir kuvvet uygulaması ile dual akslı çiğneme simülatörü aracılığıyla uygulanmıştır.

Spierings ve ark.'ın çalışmalarında ağız içi ısının normal şartlarda yaklaşık olarak $35,2 \pm 2^{\circ}\text{C}$ olarak ölçüldüğü görülmektedir [103]. Versluis ve ark., restoratif materyallerin diş dokularından farklı termal genleşme katsayılarına sahip olduğunu ve bu farklılığın mikrosızıntıya neden olabilecek boşluklar oluşturabildiğini bildirilmektedir [104]. Gale ve ark. 5°C ile 55°C arasında 10.000 kez tekrarlayan termal döngünün bir yıllık doğal döngüyü taklit ettiğini rapor etmişlerdir [105]. Literatürde incelenen ortodonti-mikrosızıntı çalışmalarında örneklere altı aylık termal yaşlandırma için 5.000 döngülük termal siklus uygulanmıştır [176, 181, 186, 189]. Bu nedenle çalışmamızda 2 yıllık ağız içi sürece eşdeğer olacak şekilde 20.000 döngü uygulanarak örnekler yaşlandırılmıştır.

Mikrosızıntı ölçümlerinde boyaların kullanılması kolay ve ucuz olması sebebiyle sıklıkla tercih edilmektedir [141, 155]. Boyar madde kullanılan yöntemde çekilmiş dişin apeksi kapatılarak restorasyon dışında kalan tüm yüzey mum veya cila ile kaplanmaktadır. Örnekler belirli bir süre boyar madde solüsyonu içinde bekletilmektedir. Boyanan örneklerden kesit alınarak meydana gelen mikrosızıntı miktarı mikroskop altında incelenmektedir [152]. Çeşitli araştırmalarda farklı boyar madde kullanımı, farklı bekletme süreleri ve konsantrasyonları görülmektedir [150, 151]. En çok kullanılan boyalar; %0,5-2 bazik fuksin, %20'lik floresan, %0,25'lik toluidin mavisi, %0,05 kristal violet, %2'lik eritrosin %50'lik gümüş nitrat, %2'lik anilin mavisi, %0,2-2 veya %10'luk metilen mavisi, %5'lik eosin gibi çeşitli solüsyonlardır [152, 154-156].

Navarro ve ark. iki farklı içeceğin braket altında meydana gelen mikrosızıntıda, braketin bağlanma dayanımında ve ARI skorlamasında oluşturduğu farklılıkları incelemişlerdir. Mikrosızıntı miktarını ölçmek amacıyla çalışmalarında %1'lik metilen mavisi kullanmışlardır [218]. Uysal ve ark. üç farklı lingual retainer kompozitini mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında %0.5'lik bazik fuksin kullanarak boyama işlemini gerçekleştirmişlerdir [219]. Çalışmamızda genel olarak tercih edilen şekilde %0,5 bazik fuksin çözeltisi kullanılarak mikrosızıntı analizi yapılacak örnekler boyanmıştır [176, 220].

Nimbalkar-Patil ve ark. braket-adeziv ve mine-adeziv arasındaki mikrosızıntıyı değerlendirebilmek için örnekleri tur motoru ile kesmişlerdir [180]. Uysal ve ark. amorf kalsiyum fosfat içeren adeziv ve konvansiyonel lingual retainer kompozitini mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmada su soğutması altında elmas kesim diski kullanarak kesmişlerdir [219]. Teknik hassasiyet açısından çalışmamızda su soğutmalı hassas kesim cihazında, 101 mm çapında, 0.3 mm kalınlığında elmas kesim diski ile mikrosızıntı analizi örnekleri kesilmiştir [181, 221].

Literatür incelendiğinde mikrosızıntı ölçümlerinin stereomikroskopta 16X, 20X, 40X gibi farklı büyütme dereceleri ile veya elektronik dijital kumpas yardımıyla değerlendirildiği görülmektedir. Ölçümler skorlama yöntemiyle ya da mm cinsinden kantitatif verilere dönüştürülmektedir [176, 180, 181, 184, 185, 221-223]. Nimbalkar-Patil ve ark. üç farklı lingual retainer kompozitini mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında dijital kumpas kullanarak ölçüm yapmışlardır [180]. Sabzevari ve ark. braket altında oluşan mikrosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında stereomikroskopta 20X büyütme altında dijital program ile ölçüm yapmışlardır [224]. Çalışmamızda mikrosızıntı analizinde teknik hassasiyeti daha yüksek olduğu için stereomikroskop ile 20X büyütme altında dijital görüntüleme programı kullanılarak ölçümler mm cinsinden kaydedilmiştir [184].

Ortodontik tedavi sonrası elde edilen diş diziliminin korunması için çeşitli retansiyon protokolleri uygulanmaktadır. Hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymaması ve estetik açıdan avantajlı olması açısından lingual retainerler oldukça popülerdir. Radunovic ve ark. Norveçli ortodontistlerin uyguladıkları retansiyon aygıtları ve kullanım süresini incelemişlerdir. %34.7 katılımcının maksillada 2-3 yıllık, mandibulada ise %23.8 katılımcının 3-5 yıllık sabit retainer uygulamasını tercih ettiği görülmüştür [225]. Lai ve ark. İsviçreli ortodontistlerin retansiyon protokolünü araştırdıkları çalışmalarında %87 katılımcının lingual retainerların ömür boyu kullanımını tercih ettiğini göstermişlerdir. %13 katılımcı ise tedavi öncesi durum, oral hijyen ve hasta isteğine göre belirli olmayan bir zamanda retainerları çıkardığını bildirmiştir [226]. Birleşik Krallık'ta yapılan bir araştırmada genel olarak 12 aylık retansiyon protokolü uygulandığını göstermişlerdir. Bu yaklaşım, suprakrestal periodontal liflerin ortodontik diş hareketinin bitmesinden sonra yaklaşık yedi ay boyunca gerildiğini ve yer değiştirdiğini gösteren histolojik çalışmalar ışığında makul görünmektedir. Ancak bu süreyi aşan retansiyon uygulamalarında bile diş pozisyonunda değişiklikler ortaya

çıkabilmektedir [227, 228] Bu bilgiler ışığında çalışmamızda asit ve lazerle pürüzlendirilen örneklerin bağlanma dayanımı, mikrosızıntı ve ARI skorlamasının iki yıllık klinik süreye eşdeğer olacak şekilde karşılaştırılması planlanmıştır.

5.2 Bulguların Değerlendirilmesi

5.2.1 Mikrosızıntı ile ilgili bulguların değerlendirilmesi

Hamamcı ve ark. asitle ve lazerle pürüzlendirme yöntemlerini braket altı mikrosızıntı açısından karşılaştırdıkları çalışmada, gingival kısımda oklüzal kısımdan daha fazla mikrosızıntı olduğunu bildirmişlerdir [176]. Toodehzaeim ve ark. kumlama, asitle ve Er:YAG lazerle pürüzlendirilen braketlerin altındaki mikrosızıntı miktarını karşılaştırdıkları çalışmada, gingival kısımda mine-adeziv arasında maksimum miktarda mikrosızıntının oluştuğunu rapor etmişlerdir [222]. Arhun ve ark. oklüzal ve gingival bölgelerdeki bu farklılığın sebebinin yüzey eğimi olabileceğini bildirmişlerdir. Braket çalışmalarında yüzey eğiminden dolayı braket altında kalan kompozit kalınlığına bağlı olarak farklı oranlarda mikrosızıntı olabileceği gösterilmiştir [188]. Çalışmamızda örnekler meziodistal yönde kesilerek değerlendirildiği için ve diş konturuna uyum sağlaması beklenen braket gibi bir unsur yapıştırılmadığından, meziodistal yönde yapılan incelemede farklılık bulunmadığı düşünülmektedir.

Uysal ve ark. lingual retainer yapıştırılmasında kullanılan farklı adezivleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, mezial ve distal yönlerde adeziv-mine ve adeziv-tel arayüzlerinde istatistiksel olarak anlamlı olmayan derecede mikrosızıntı bildirmişlerdir. Mikrosızıntı verilerinin ortalamaları adeziv-mine ve adeziv-tel yüzeyleri arası değerlendirildiğinde aynı şekilde fark görülmemiştir [220]. Çalışmamızdan farklı olarak anlamlı derecede mikrosızıntı tespit edilmemesinin sebebi bu çalışmadaki örneklerin *in vitro* olarak yaşlandırılmamış olması olabileceği düşünülmektedir.

Nimbalkar-Patil ve ark. iki farklı lingual retainer teli ve üç farklı adezivi karşılaştırdıkları çalışmalarında farklı kombinasyonların mikrosızıntı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bildirmişlerdir. Hiçbir grupta adeziv-kompozit ve adeziv-tel arasında mikrosızıntı yönünden anlamlı fark bulunmamıştır [180]. Bizim çalışmamızda her iki grupta da adeziv-mine arası mikrosızıntı miktarı adeziv-tel arasında ölçülen mikrosızıntı miktarından farklı bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi

bahsedilen çalışmada dijital kumpas yardımıyla mikrosızıntı ölçümü yapılırken çalışmamızda stereomikroskop altında büyütme ile inceleme yapılması olabilir. Ayrıca çalışmamızda farklı pürüzlendirme yöntemleri kullanılmasının adeziv-mine yüzeyi arasındaki mikrosızıntıyı etkileyebileceği düşünülmektedir.

Toodehzaeim ve ark. 33 adet çekilmiş premolar dişe asitle pürüzlendirme ve farklı parametrelerde Er:YAG lazerle pürüzlendirme uyguladıkları çalışmalarında braket altında oluşan mikrosızıntıyı incelemişlerdir. Asit ve lazer grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır [207]. Hamamcı ve ark. asitle pürüzlendirme, farklı parametrelerde lazerle pürüzlendirme ve self etching yöntemlerini braket altında oluşan mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlardır. Toplam mikrosızıntı miktarı karşılaştırıldığında asitle pürüzlendirme uygulanan grupta ölçülen mikrosızıntı Er:YAG ve Er,Cr: YSGG lazer uygulanan gruplardan daha düşük bulunmuştur [176]. Çalışmamızda asit ve lazerle pürüzlendirilen gruplar arasında mikrosızıntı açısından anlamlı fark bulunmamıştır, sonucumuz Toodehzaeim ve ark.'ın sonuçlarıyla uyumludur. Hamamcı ve ark. skorlandırma yöntemi kullanarak mikrosızıntı sonuçlarını kaydetmiştir. Farklı sonuçlar bulmamızın sebebinin sonuçları milimetrik olarak kaydetmemiz olabileceği düşünülmektedir.

5.2.2 ARI skoru ile ilgili bulguların değerlendirilmesi

Al Shamsi ve Linn, mine yüzeyinde kalan artık yapıştırıcının temizlenmesi sırasında diş yüzeyine zarar verilebileceğini, ayrıca fazla miktarda artık adezivin temizlenmesinin hasta başında geçirilecek zamanı da artıracaklarını belirtmişlerdir [229, 230].

Farklı çalışmalarda farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri karşılaştırılmıştır. Sağır ve ark. yaptıkları çalışmada %37 lik fosforik asit, Er:YAG lazer MSP modu ve Er:YAG lazer QSP modlarını kullanarak pürüzlendirdikleri dişlere braket yapıştırmış ve termal siklusa 5000 döngüye alarak yaşlandırmışlardır. Daha sonra Universal Test Cihazı'nda braketleri kırarak SBS ve ARI skorlarını kaydetmişlerdir. Lazerle pürüzlendirilen gruplarda ARI skorlamasına göre mine yüzeyinde %50'den az artık adeziv görülürken asitle pürüzlendirilen grupta mine yüzeyinde adeziv %50' den az kalmış veya hiç kalmamıştır [202].

Hosseini ve ark., 1 W ve 1.5 W Er:YAG lazer uygulamasıyla ve konvansiyonel asitle pürüzlendirdikleri dişlere braket uygulayarak bağlanma dayanımı testine tabii

tutmuşlardır. Braketler kırıldıktan sonra yapılan ARI skorlamasında gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır [183].

Martinez – Insua ve ark. asit ve lazerle pürüzlendirme uyguladıkları çalışmalarında fosforik asitle pürüzlendirilen gruptaki örneklerin diş yüzeyinde bir miktar yapıştırıcı kaldığını göstermişlerdir. Lazerle pürüzlendirilen grupta ise örneklerin çoğunda diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Gruplar arasındaki farklılığın sebebini farklı mine yüzeyi pürüzlendirme metotlarının uygulanması sonucu yüzeyde meydana gelen morfolojik farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyinde düzenli ve sürekli bir yapı oluştuğunu, 12 µm'den derin olmayan çatlak ve fissürlerin izlendiğini göstermiştir. Lazer ile yapılan pürüzlendirme sonucunda, diş yüzeylerinde hiç adeziv kalmaması veya çok az miktarda kalmasını, lazerin etkisiyle meydana gelen mikropatlama sonucunda minenin zayıfladığı ve daha heterojen bir yüzey elde edildiği sonucuna bağlamışlardır [3]. Benzer şekilde Corpas-Pastor ve ark. dişleri Nd:YAG lazer ve %37 lik fosforik asit kullanarak pürüzlendirdikleri çalışmalarında asitle pürüzlendirmenin hidroksiapatit kristallerini çözdüğünü, lazerle yapılan pürüzlendirmede ise mine yüzeyinde mikroskobik fissürler ve kraterler oluştuğunu bildirmişlerdir [231]. Mikroskobik düzeydeki bu farklılıkların, pürüzlendirme yöntemine göre ARI skorlamasında görülen değişikliğin sebebi olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda kopma bölgelerinin incelendiğinde gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Ortofosforik asit grubunda kopma daha çok retainer teli ile adeziv arasında meydana gelmiş ve diş yüzeyinde kalan artık adeziv miktarı fazla bulunmuştur. Er:YAG lazer grubunda ise kopma mine yüzeyi ile adeziv arasında meydana gelmiş ve diş yüzeyinde kalan artık adeziv miktarı düşük bulunmuştur. Sonuçlarımız Sağır ve Martinez – Insua'nın çalışmalarıyla uyum göstermektedir. Asit ve lazer grupları arasında anlamlı fark göstermeyen Hosseini ve ark. dan farklı sonuçlar elde etmemizin sebebinin *in vitro* şartlarda termomekanik yaşlandırma prosedürü uygulamamız olabileceği düşünülmektedir.

5.2.3 Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarına ait makaslama testi bulgularının değerlendirilmesi

Cerny, 1150 hastayı dört yıl boyunca takip ettiği çalışmada, lingual retainerların güvenilirliğini değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonucunda hastaların 149'unda farklı

sebeplerden ötürü sabit lingual retainerların kırıldığı veya koptuğu görülmektedir. Kopmaların %43'ünün ağız dışı travmaya, %26'sının ağız içi travmaya, %18'inin hekimin uygulama hatasına ve %13'ünün telde meydana gelen kırılmalara bağlı olduğu bildirilmektedir [232]. Bu verilerden yola çıktığımızda retansiyon protokolünün başarılı olması için kompozitin dişe bağlanma dayanımının oldukça önemli olduğu görülmektedir.

Üşümez ve ark. ortodontik ataçmanların mineye bağlanma değerlerine olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında Er,Cr:YSGG lazer ve asit ile pürüzlendirme yönteminleri karşılaştırmışlardır. Örnekler %37'lik ortofosforik asit ve Er,Cr:YSGG (2 W 20 Hz) olacak şekilde 2 gruba ayrılarak braketlerin bağlanma değerleri karşılaştırılmıştır [4]. Sonuç olarak; fosforik asit kullanılan gruptaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımı değeri $8,23\pm 2,30$ MPa, lazer grubundaki braketlerin bağlanma dayanımı değeri ise $7,11\pm 4,56$ MPa olarak bulunmuştur, iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Lazerle pürüzlendirme yöntemi, asitle pürüzlendirmeye benzer bağlanma değerleri gösterdiği için umut vaadeden bir alternatif olabileceği bildirilmiştir.

Veli ve ark. farklı pürüzlendirme ve yapıştırıcı kombinasyonlarını karşılaştırdıkları lingual retainer çalışmalarında örnekleri termal siklus cihazında 5000 döngü ile yaşlandırmışlardır. Elde edilen en yüksek bağlanma dayanımı değeri Transbond LR grubunda $14,63\pm 1,36$ MPa iken en düşük değer asitle pürüzlendirme yapılmayan Vertise™ Flow grubunda $2,67\pm 1,35$ MPa olarak kaydedilmiştir [233].

Hosseini ve ark., 1 W ve 1.5 W Er:YAG lazer uygulamasıyla ve konvansiyonel asitle pürüzlendirdikleri dişlere braket uygulayarak bağlanma dayanımı testine tabii tutmuşlardır. Sonuç olarak Er:YAG lazer grubu değerleri benzer çıkarken asitle pürüzlendirilen grubun değerleri daha düşük çıkmıştır [183].

Cooke ve ark., iki farklı lingual retainer teli kullanarak bağlanma dayanımı ve deformasyon oluşumunu incelemişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak sonuçları Newton birimi üzerinden değerlendirmişler ve kullanılan kalıbın iki diş için toplam yüzey alanını $25,2 \text{ mm}^2$ olarak bildirmişlerdir. Makaslama bağlanma dayanımı kuvvetlerini 12.5-47.33 aralığında bulmuşlardır. MPa birimine çevirdiğimizde elde edilen değerler 0.49-1.87 aralığındadır [234]. Bu bulgular sonuçlarımızla uyumludur.

Çalışmamızda farklı yüzey pürüzlendirme metotları kullanıldıktan sonra yapıştırılan lingual retainerların bağlanma değerleri incelendiğinde en yüksek değer asit grubunda ($2,33\pm 0,55$ MPa) gözlenmiştir. Er:YAG lazer grubunda ise bağlanma değeri ($1,28\pm 0,86$ MPa) olarak ölçülmüştür. Deney grupları arasında lingual retainerın dış yüzeyine bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$).

Reynolds, 1975'te yayınladığı çalışmada klinik olarak ideal bağlanma dayanımını braketler için 6-8 MPa olarak bildirmiştir [235]. Ancak lingual retainerlar için literatürde kesin bir bilgi bulunmamaktadır. Braketler aktif kuvvet iletim elemanları olarak, lingual retainerlar ise pasif bir şekilde kullanıldıkları için sonuçlarımızın braketler için önerilen değerlerden düşük olması anlamlı değildir.

Çalışmamızda fosforik asit ve lazer gruplarının bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Literatürde elde edilen değerlerin bizim çalışmamızın sonuçlarından daha yüksek olmasının nedeni, örneklerimizin çiğneme simülatörü ve termal siklus ile iki yıllık yaşlandırma prosedürüne tabii tutulmuş olması olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

İki farklı yöntemle pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan lingual retainer içeren örneklerin çiğneme simülatörü ve termal siklus kullanılarak yaşlandırılması sonrası oluşan bağlanma dayanımı, ARI skorlaması ve mikrosızıntıyı değerlendirdiğimiz çalışmamızdan şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Hazırlanan örneklerde oluşan mikrosızıntı değerleri lingual retainerın mezial ve distal taraflarında anlamlı farklılık göstermemiştir.
2. Adeziv-mine arasındaki mikrosızıntı miktarı her iki grupta da yapıştırıcı-tel arasındaki mikrosızıntı miktarından fazladır.
3. Asitle pürüzlendirilen grubun bağlanma dayanımı Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruptan daha yüksek bulunmuştur.
4. Ortofosforik asit grubunun örneklerinde kopma bölgesi genel olarak yapıştırıcı-retainer teli arasında bulunmuştur. Lazer grubundaki örneklerde ise kopma bölgesi yapıştırıcı-mine arasında bulunmuştur ve diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı azdır veya kopma sonrası yüzeyde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Bu durum lazerle pürüzlendirme yöntemi için hem avantaj hem dezavantaj oluşturabilir; diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı az olduğu için lingual retainer tamiri sırasında veya sökümü sonrasında diş yüzeylerinin temizlenmesi için gerekli zaman daha kısa olabilir. Öte yandan kopma bölgesinin yapıştırıcı-mine arasında olması söküm esnasında mine hasarı meydana gelme riskini artırabilir.

Sonuç olarak; bu çalışmada lingual retainer uygulamalarında konvansiyonel pürüzlendirmeye alternatif olarak Er:YAG lazerin incelenmesi hedeflenmiştir. Ortodontide oldukça geniş bir kullanım alanı olan lazer sistemlerin geliştirilmesi daha başarılı klinik sonuçlar elde etmemize olanak sağlayacaktır. Lazer uygulamalarının mine yapısını güçlendiren ve çürük ataklarına dirençli hale getiren mekanizması göz önüne alındığında klinik kullanımı avantajlı görünmektedir. Bu sebeple gelecek çalışmalarda *in vivo* olarak lazerle pürüzlendirme uygulanabilir ve klinik olarak

bağlanma dayanımı incelenebilir. Ayrıca periodontal ölçümler de yapılarak bu yöntemin kliniğe uyarlanabilirliği kapsamlı bir şekilde araştırılabilir.



KAYNAKLAR

- [1] **Bishara, S. E., Vonwald, L., Laffoon, J. F. ve Jakobsen, J. R.** (2000). Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118(3), 288-294.
- [2] **Silverstone, L. M., Saxton, C. A., Dogon, I. L. ve Fejerskov, O.** (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*, 9(5), 373-387.
- [3] **Martinez-Insua, A., Da Silva Dominguez, L., Rivera, F. G. ve Santana-Penin, U. A.** (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, 84(3), 280-288.
- [4] **Üşümez, S., Orhan, M. ve Malkoç, S.** (2000). Er, Cr: VSGG Hidrokinetik laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* Cilt 3, Sayı 1.
- [5] **Olsen, M. E., Bishara, S. E., Damon, P. ve Jakobsen, J. R.** (1997). Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112(5), 502-506.
- [6] **Maijer, R. ve Smith, D. C.** (1979). A new surface treatment for bonding. *J Biomed Mater Res*, 13(6), 975-985.
- [7] **Canay, S., Kocadereli, I. ve Akca, E.** (2000). The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117(1), 15-19.
- [8] **Van Waveren Hogervorst, W. L., Feilzer, A. J. ve Prahl-Andersen, B.** (2000). The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 117(1), 20-26.
- [9] **Von Fraunhofer, J., Allen, D. ve Orbell, G.** (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod*, 63(1), 73-76.
- [10] **Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A. ve Walsh, J. T., Jr.** (1996). Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, 75(1), 599-605.
- [11] **Fowler, B. O. ve 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.

- [12] Keller, U. ve Hibst, R. (1990). Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er: YAG laser radiation on teeth. *OE/LASE'90, 14-19 Jan, ,* 408-415.
- [13] Keller, U. ve Hibst, R. (1991). Tooth pulp reaction following Er: YAG laser application. *Optics, Electro-Optics, and Laser Applications in Science and Engineering*, 127-133.
- [14] Li, Z. Z., Code, J. E. ve 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), 625-630.
- [15] Bearn, D. R. (1995). Bonded orthodontic retainers: a review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108(2), 207-213.
- [16] Naraghi, S., Andrén, A., Kjellberg, H. ve Mohlin, B. O. (2006). Relapse tendency after orthodontic correction of upper front teeth retained with a bonded retainer. *Angle Orthod*, 76(4), 570-576.
- [17] Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23(1), 71-80.
- [18] Mohammed, R. E., Abass, S., Abubakr, N. H. ve Mohammed, Z. M. (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), 290-294.
- [19] Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, 21(9), 864-881.
- [20] Usumez, S., Orhan, M. ve 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), 649-656.
- [21] Berry, E. A., 3rd ve Ward, M. (1995). Bond strength of resin composite to air-abraded enamel. *Quintessence Int*, 26(8), 559-562.
- [22] Swift, E. J., Jr. (1998). Bonding systems for restorative materials--a comprehensive review. *Pediatr Dent*, 20(2), 80-84.
- [23] Hadad, R., Hobson, R. S. ve McCabe, J. F. (2006). Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater*, 22(9), 870-874.
- [24] Osorio, R., Toledano, M. ve Garcia-Godoy, F. (1999). Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod*, 69(1), 45-48.
- [25] Lee, B. S., Hsieh, T. T., Lee, Y. L., Lan, W. H., Hsu, Y. J., Wen, P. H., ve ark. (2003). Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod*, 73(5), 565-570.
- [26] Eidelman, E. (1993). Intentional sealing of occlusal dentin caries: a controversial issue. *Pediatr Dent*, 15(5), 312.

- [27] **Donnan, M. F. ve 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), 283-286.
- [28] **Moshonov, J., Stabholz, A., Zyskind, D., Sharlin, E. ve Peretz, B.** (2005). Acid-etched and erbium:yttrium aluminium garnet laser-treated enamel for fissure sealants: a comparison of microleakage. *Int J Paediatr Dent*, 15(3), 205-209.
- [29] **Ellis, R. W., Latta, M. A. ve Westerman, G. H.** (1999). Effect of air abrasion and acid etching on sealant retention: an in vitro study. *Pediatr Dent*, 21(6), 316-319.
- [30] **Hatibovic-Kofman, S., Wright, G. Z. ve Braverman, I.** (1998). Microleakage of sealants after conventional, bur, and air-abrasion preparation of pits and fissures. *Pediatr Dent*, 20(3), 173-176.
- [31] **Moritz, A., Gutknecht, N., Schoop, U., Goharkhay, K., Wernisch, J. ve Sperr, W.** (1996). Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Clin Laser Med Surg*, 14(3), 133-136.
- [32] **Chan, D. C., Summitt, J. B., Garcia-Godoy, F., Hilton, T. J. ve Chung, K. H.** (1999). Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent*, 24(6), 331-336.
- [33] **Bevilacqua, L., Cadenaro, M., Sossi, A., Biasotto, M. ve Di Lenarda, R.** (2007). Influence of air abrasion and etching on enamel and adaptation of a dental sealant. *Eur J Paediatr Dent*, 8(1), 25-30.
- [34] **Maiman, T. H.** (1960). Stimulated optical radiation in ruby. *nature*, 187(4736), 493-494.
- [35] **Coluzzi, D. J.** (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48(4), 751-770, v.
- [36] **Hibst, R. ve Keller, U.** (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, 9(4), 338-344.
- [37] **Mehl, A., Kremers, L., Salzmann, K. ve Hickel, R.** (1997). 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater*, 13(4), 246-251.
- [38] **Burkes, E. J., Jr., Hoke, J., Gomes, E. ve Wolbarsht, M.** (1992). Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent*, 67(6), 847-851.
- [39] **Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Nakamura, G. ve Matsumoto, K.** (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), 105-109.
- [40] **Dunn, W. J., Davis, J. T. ve 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), 616-624.
- [41] **Von Fraunhofer, J. A., Allen, D. J. ve Orbell, G. M.** (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod*, 63(1), 73-76.

- [42] **Dederich, D. N., Bushick, R. D., Affairs, A. D. A. C. o. S.,** Division of, S. ve Journal of the American Dental, A. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 135(2), 204-212; quiz 229.
- [43] **Martens, L. C.** (2011). Laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *Eur Arch Paediatr Dent*, 12(2), 61-67.
- [44] **Olivi, G. ve Genovese, M. D.** (2011). Laser restorative dentistry in children and adolescents. *Eur Arch Paediatr Dent*, 12(2), 68-78.
- [45] **Stabholz, A., Zeltser, R., Sela, M., Peretz, B., Moshonov, J. ve Ziskind, D.** (2003). The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*, 24(12), 935-948; quiz 949.
- [46] **Hecht, J.** (2011). *Understanding lasers: an entry-level guide*. John Wiley & Sons.
- [47] **Mahavir.B.Mishra, S. M.** (2011). Lasers and its Clinical Applications in Dentistry. *International Journal Of Dental Clinics*, 2011:3(4)(2011:3(4)), 35-38.
- [48] **Fornaini, C., Rocca, J. P., Merigo, E., Meleti, M., Manfredi, M., Nammour, S., ve ark.** (2012). Low energy KTP laser in oral soft tissue surgery: A 52 patients clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(2), e287-291.
- [49] **Damante, C. A., Greggi, S. L., Sant'Ana, A. C., Passanezi, E. ve Taga, R.** (2004). Histomorphometric study of the healing of human oral mucosa after gingivoplasty and low-level laser therapy. *Lasers Surg Med*, 35(5), 377-384.
- [50] **Miresmaeili, A., Farhadian, N., Rezaei-soufi, L., Saharkhizan, M. ve Veisi, M.** (2014). Effect of carbon dioxide laser irradiation on enamel surface microhardness around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 146(2), 161-165.
- [51] **Welbury R, R. M., Lygidakis NA.** (2004). EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent*, 5, 179-184.
- [52] **Ariyaratnam, M. T., Wilson, M. A., Mackie, I. C. ve Blinkhorn, A. S.** (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), 51-55.
- [53] **Usumez, A. ve 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.
- [54] **Fujii, T., Baehni, P. C., Kawai, O., Kawakami, T., Matsuda, K. ve Kowashi, Y.** (1998). Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. *J Periodontol*, 69(11), 1283-1290.
- [55] **Cozean, C., Arcoria, C. J., Pelagalli, J. ve Powell, G. L.** (1997). Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc*, 128(8), 1080-1087.

- [56] Topcuoglu, T., Oksayan, R., Ademci, K. E., Goymen, M., Usumez, S. ve Usumez, A. (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), 486-491.
- [57] De Jesus Tavarez, R. R., Lima Bezerra, G., de Souza Penha, K. J., Torres, C. R. ve Firoozmand, L. M. (2017). Er:YAG pre-treatment for bonding of orthodontic bracket: 1 year of in vitro treatment. *Clin Cosmet Investig Dent*, 9, 19-25.
- [58] Rizoiu, I. M., Eversole, L. R. ve 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), 386-395.
- [59] Üşümez S., Malkoç S.. (2000). Er,Cr.:VSGG hidrokinetik laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt 3, Sayı 1, 6-8.
- [60] Cehreli, S. B., Gungor, H. C. ve 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), 381-386.
- [61] Ülgen, M. (1993). *Ortodontik tedavi prensipleri*. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- [62] Riedel, R. A. (1960). A review of the retention problem. *Angle Orthod*, 30, 179-199.
- [63] Oppenheim, A. (1934). The crisis in orthodontia Part I 2. Tissue changes during retention. Skogsborg's septotomy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 20(8), 759-769.
- [64] Angle, E. H. (1907). *Treatment of Malocclusion of the Teeth*. SS White dental manufacturing Company.
- [65] Talbot, E. S. (1903). *Irregularities of the teeth and their treatment*. SS White Dental Manufacturing Company.
- [66] Dewey, M. (1917). Some principles of retention. *Am Dent J*, 8, 254.
- [67] Hawley, C. A. (1919). A removable retainer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (1919), 5(6), 291-305.
- [68] Case, C. S. (1920). Principles of retention in orthodontia. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (1919), 6(11), 627-658.
- [69] Lundström, A. F. (1925). Malocclusion of the teeth regarded as a problem in connection with the apical base. *Int J Orthod and Oral Surg*, 11(12), 1109-1133.
- [70] McCauley, D. R. (1944). The cuspid and its function in retention. *Am J of Orthod Dentofacial Orthop*, 30(4), 196-205.
- [71] Grieve, G. W. (1944). The stability of the treated denture. *Am J of Orthod Dentofacial Orthop*, 30(4), 171-195.

- [72] **Tweed, C. H.** (1944). Indications for the extraction of teeth in orthodontic procedure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 30(8), 405-428.
- [73] **Rogers, A. P.** (1922). Making facial muscles our allies in treatment and retention. *Dental Cosmos*, 64, 711-730.
- [74] **Reitan, K.** (1969). Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse. *Am J Orthod*, 55(6), 776-790.
- [75] **Gardner, R. A., Harris, E. F. ve Vaden, J. L.** (1998). Postorthodontic dental changes: a longitudinal study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114(5), 581-586.
- [76] **Vaden, J. L., Harris, E. F. ve Gardner, R. L. Z.** (1997). Relapse revisited. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111(5), 543-553.
- [77] **DeKock, W. H.** (1972). Dental arch depth and width studied longitudinally from 12 years of age to adulthood. *Am J Orthod*, 62(1), 56-66.
- [78] **Little, R. M., Riedel, R. A. ve Artun, J.** (1988). An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10 to 20 years postretention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 93(5), 423-428.
- [79] **Zachrisson, B.** (1986). JCO/interviews Dr. Bjorn U. Zachrisson on excellence in finishing. Part 2. *J Clin Orthod*, 20(8), 536-556.
- [80] **Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W. ve Huang, G. J.** (2016). *Orthodontics-E-Book: Current Principles and Techniques*. Elsevier Health Sciences.
- [81] **Proffit, W. R., Fields Jr, H. W. ve Sarver, D. M.** (2006). *Contemporary orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
- [82] **Ponitz, R. J.** (1971). Invisible retainers. *Am J Orthod*, 59(3), 266-272.
- [83] **Mai, W., Meng, H., Jiang, Y., Huang, C., Li, M., Yuan, K., ve ark.** (2014). Comparison of vacuum-formed and Hawley retainers: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 145(6), 720-727.
- [84] **Sheridan, J.** (1993). Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod*, 27, 37-45.
- [85] **Dinçer, M. ve Işık Aslan, B.** (2009). Effects of thermoplastic retainers on occlusal contacts. *Eur J Orthod*, 32(1), 6-10.
- [86] **Kesling, H. D.** (1945). The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 31(6), 297-304.
- [87] **Årtun, J. ve Zachrisson, B.** (1982). Improving the handling properties of a composite resin for direct bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 81(4), 269-276.
- [88] **Diamond, M.** (1987). Resin fiberglass bonded retainer. *J Clin Orthod*, 21(3), 182-183.
- [89] **Lee, R. T.** (1981). The lower incisor bonded retainer in clinical practice: a three year study. *Br J Orthod*, 8(1), 15-18.
- [90] **Zachrisson, B.** (1982). The bonded lingual retainer and multiple spacing of anterior teeth. *Swed Dent J Suppl*, 15, 247-255.

- [91] Årtun, J. (1984). Caries and periodontal reactions associated with long-term use of different types of bonded lingual retainers. *Am J Orthod*, 86(2), 112-118.
- [92] Katsaros, C., Livas, C. ve Renkema, A.-M. (2007). Unexpected complications of bonded mandibular lingual retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132(6), 838-841.
- [93] Baysal, A., Uysal, T., Gul, N., Alan, M. B. ve Ramoglu, S. I. (2012). Comparison of three different orthodontic wires for bonded lingual retainer fabrication. *Korean J Orthod*, 42(1), 39-46.
- [94] Taner, T. ve Aksu, M. (2011). A prospective clinical evaluation of mandibular lingual retainer survival. *Eur J Orthod*, 34(4), 470-474.
- [95] Zachrisson, B. U. (1977). Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. *Am J Orthod*, 71(4), 440-448.
- [96] Dahl, E. H. ve Zachrisson, B. U. (1991). Long-term experience with direct-bonded lingual retainers. *J Clin Orthod*, 25(10), 619-630.
- [97] Oesterle, L. J., Shellhart, W. C. ve Henderson, S. (2001). Enhancing wire-composite bond strength of bonded retainers with wire surface treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(6), 625-631.
- [98] Zachrisson, B. U. (2015). Multistranded wire bonded retainers: From start to success. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 148(5), 724-727.
- [99] Freilich, M. A. (2000). *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL).
- [100] Yan, L. (2010). Application of fiber-reinforced composite as fixed lingual retainer [J]. *West China Journal of Stomatology*, 3, 022.
- [101] Basaran, G., Ozer, T., Berk, N. ve Hamamci, O. (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod*, 77(1), 117-123.
- [102] Sobouti, F., Rakhshan, V., Saravi, M. G., Zamanian, A. ve Shariati, M. (2016). Two-year survival analysis of twisted wire fixed retainer versus spiral wire and fiber-reinforced composite retainers: a preliminary explorative single-blind randomized clinical trial. *Korean J Orthod*, 46(2), 104-110.
- [103] Spierings, T. A., Peters, M. C., Bosman, F. ve Plasschaert, A. J. (1987). Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*, 66(8), 1336-1339.
- [104] Versluis, A., Douglas, W. H. ve Sakaguchi, R. L. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater*, 12(5), 290-294.
- [105] Gale, M. S. ve Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2), 89-99.
- [106] Rossomando, K. J. ve Wendt, S. L., Jr. (1995). Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater*, 11(1), 47-51.

- [107] Litkowski, L. J. ve Swierczewski, M. (1991). Root surface marginal microleakage of composites: comparison of Cavosurface finishes. *Oper Dent*, 16(1), 13-16.
- [108] Vasquez, V., Ozcan, M., Nishioka, R., Souza, R., Mesquita, A. ve Pavanelli, C. (2008). Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dent Mater J*, 27(1), 7-15.
- [109] Xie, B., Dickens, S. H. ve Giuseppetti, A. A. (2002). Microtensile bond strength of thermally stressed composite-dentin bonds mediated by one-bottle adhesives. *Am J Dent*, 15(3), 177-184.
- [110] Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M. ve Vreven, J. (2001). Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res*, 80(7), 1605-1614.
- [111] De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., ve ark. (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 82(2), 136-140.
- [112] Hashimoto, M., Ohno, H., Sano, H., Tay, F. R., Kaga, M., Kudou, Y., ve ark. (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*, 63(3), 306-311.
- [113] Frankenberger, R., Pashley, D. H., Reich, S. M., Lohbauer, U., Petschelt, A. ve Tay, F. R. (2005). Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 26(14), 2043-2052.
- [114] Frankenberger, R. ve 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.
- [115] Li, H., Burrow, M. F. ve Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18(3), 189-196.
- [116] Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J. F., Edelhoff, D. ve Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 28(4), 449-456.
- [117] Kern, M., Douglas, W. H., Fechtig, T., Strub, J. R. ve DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 21(2), 117-121.
- [118] Bates, J. F., Stafford, G. D. ve Harrison, A. (1976). Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 3(1), 57-67.
- [119] Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T. ve Karita, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*, 49(10), 805-816.
- [120] Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van, T. H. M. A., Witter, D. J., Kalk, W., ve ark. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79(7), 1519-1524.

- [121] **Morneburg, T. R. ve Proschel, P. A.** (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, 15(1), 20-27.
- [122] **Beschmidt, S. M. ve 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), 582-593.
- [123] **Kheradmandan, S., Koutayas, S. O., Bernhard, M. ve Strub, J. R.** (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), 361-369.
- [124] **Dewji, H. R., Drummond, J. L., Fadavi, S. ve Punwani, I.** (1998). Bond strength of Bis-GMA and glass ionomer pit and fissure sealants using cyclic fatigue. *Eur J Oral Sci*, 106(1), 594-599.
- [125] **Kim, M. J., Oh, S. H., Kim, J. H., Ju, S. W., Seo, D. G., Jun, S. H., ve ark.** (2012). Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent*, 40(11), 979-988.
- [126] **Heydecke, G., Zhang, F. ve Razzoog, M. E.** (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, 85(6), 551-557.
- [127] **Raabe, D., Alemzadeh, K., Harrison, A. L. ve Ireland, A. J.** (2009). The chewing robot: a new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2009, 6050-6053.
- [128] **Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K. ve Kern, M.** (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25(4), 494-499.
- [129] **S.D. Heintze, G. Zellweger, A. Cavalleria, J. Ferracane.** (2005). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater*, 4.
- [130] **Wassell, R. W., McCabe, J. F. ve Walls, A. W.** (1994). A two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 73(9), 1546-1553.
- [131] **Jung, Y. S., Lee, J. W., Choi, Y. J., Ahn, J. S., Shin, S. W. ve Huh, J. B.** (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, 2(3), 111-115.
- [132] **Dejak, B., Mlotkowski, A. ve Romanowicz, M.** (2005). Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. *J Prosthet Dent*, 94(6), 520-529.
- [133] **Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R. M.** (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11(2), 117-125.
- [134] **Perdigao, J., Swift, E. ve Walter, R.** (2014). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* ss. 114-140): Elsevier Health Sciences, London, United Kingdom.

- [135] **Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. ve Cardew, G.** (1989). A critique of bond strength measurements. *Jour Dent*, 17(2), 61-67.
- [136] **Phrukkanon, S., Burrow, M. F. ve Tyas, M. J.** (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*, 14(3), 212-221.
- [137] **Yazici, A., Celik, C., Özgünaltay, G. ve Dayangaç, B.** (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Operative Dentistry*, 32(2), 166-172.
- [138] **Versluis, A., Tantbirojn, D. ve Douglas, W.** (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6), 1298-1307.
- [139] **Cardoso, P. E., Braga, R. R. ve Carrilho, M. R.** (1998). Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14(6), 394-398.
- [140] **McCabe, J. ve Walls, A.** (1998). Adhesive restorative materials: bonding of resin-based materials. *Applied Dental Materials Eds: WA MJ Cambridge: Blackwell Science*, 189-201.
- [141] **Taylor, M. J. ve Lynch, E.** (1992). Microleakage. *J Dent*, 20(1), 3-10.
- [142] **Kidd, E. A.** (1976). Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study. *Br Dent J*, 141(10), 305-310.
- [143] **Going, R. E.** (1972). Microleakage around dental restorations: a summarizing review. *J Am Dent Assoc*, 84(6), 1349-1357.
- [144] **Alani, A. H. ve Toh, C. G.** (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22(4), 173-185.
- [145] **Lfischer B., Lutz F., Ochsenbein Hand Mihleman H.** (1978). Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. *J PROSTHET DENT*, 39(4), 409-413.
- [146] **Alton M. Lacy, Wada C., Du W., Watanabe L.** (1992). In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J Prosthet Dent*, 67, 7-10.
- [147] **Pameijer, C. H.** (1979). Replication techniques with new dental impression materials in combination with different negative impression materials. *Scan Electron Microsc*, (2), 571-574.
- [148] **Wu, M. K. ve Wesselink, P. R.** (1993). Endodontic leakage studies reconsidered. Part I. Methodology, application and relevance. *Int Endod J*, 26(1), 37-43.
- [149] **Shortall, A. C.** (1982). Microleakage, marginal adaptation and composite resin restorations. *Br Dent J*, 153(6), 223-227.
- [150] **Taylor, M. J. ve Lynch, E.** (1993). Marginal adaptation. *J Dent*, 21(5), 265-273.
- [151] **Mueninghoff, L. A., Dunn, S. K. ve Leinfelder, K. F.** (1990). Comparison of dye and ion microleakage tests. *Am J Dent*, 3(5), 192-194.
- [152] **Erdilek, D., Dorter, C., Koray, F., Kunzelmann, K. H., Efes, B. G. ve Gomec, Y.** (2009). Effect of Thermo-mechanical Load Cycling on

Microleakage in Class IIOrmocer Restorations. *Eur J Dent*, 3(3), 200-205.

- [153] **Holan, G., Chosack, A., Casamassimo, P. S. ve Eidelman, E.** (1992). Marginal leakage of impregnated Class 2 composites in primary molars: an in vivo study. *Oper Dent*, 17(4), 122-128.
- [154] **Piva, E., Meinhardt, L., Demarco, F. F. ve Powers, J. M.** (2002). Dyes for caries detection: influence on composite and compomer microleakage. *Clin Oral Investig*, 6(4), 244-248.
- [155] **Loguercio, A. D., de Oliveira Bauer, J. R., Reis, A. ve Grande, R. H.** (2004). In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int*, 35(1), 29-34.
- [156] **Williams, P. T., Schramke, D. ve Stockton, L.** (2002). Comparison of two methods of measuring dye penetration in restoration microleakage studies. *Oper Dent*, 27(6), 628-635.
- [157] **Wendt, S. L., McInnes, P. M. ve Dickinson, G. L.** (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8(3), 181-184.
- [158] **Chan, K. C. ve Swift, E. J., Jr.** (1989). Leakage of chemical and light-cured basing materials. *J Prosthet Dent*, 62(4), 408-411.
- [159] **Gwinnett, A. J.** (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*, 16(7), 731-738.
- [160] **Soto, M., Sebastian, R. M. ve Marquet, J.** (2014). Photochemical activation of extremely weak nucleophiles: highly fluorinated urethanes and polyurethanes from polyfluoro alcohols. *J Org Chem*, 79(11), 5019-5027.
- [161] **Etemadi, A., Shahabi, S., Chiniforush, N., Pordel, E., Azarbajani, Z. ve Heidari, S.** (2015). Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation of Composite Surface Irradiated by Different Powers of Er:YAG Laser. *J Lasers Med Sci*, 6(2), 80-84.
- [162] **Borsatto, M. C., Corona, S. A., Ramos, R. P., Liporaci, J. L., Pecora, J. D. ve Palma-Dibb, R. G.** (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), 143-147.
- [163] **Att, W., Komine, F., Gerds, T. ve Strub, J. R.** (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101(4), 239-247.
- [164] **Bergenholtz, G., Cox, C. F., Loesche, W. J. ve Syed, S. A.** (1982). Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol*, 11(6), 439-450.
- [165] **Zivkovic, S., Bojovic, S. ve Pavlica, D.** (2001). Bacterial penetration of restored cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 91(3), 353-358.
- [166] **Baumgartner W., B. S., Bustard R. and Feierabend R.** (1963). Leakage at the margins of amalgam restorations. *j pros dent*, 12(3).

- [167] **Roulet J.F., R. T., Blunck U., Noack M.** (1989). Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microscopy*, 3(1), 147-159.
- [168] **Soares, C. J., Celiberto, L., Dechichi, P., Fonseca, R. B. ve Martins, L. R.** (2005). Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res*, 19(4), 295-301.
- [169] **Pioch, T., Stotz, S., Staehle, H. J. ve Duschner, H.** (1997). Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Adv Dent Res*, 11(4), 453-461.
- [170] **Watson, T. F.** (1994). Applications of high-speed confocal imaging techniques in operative dentistry. *Scanning*, 16(3), 168-173.
- [171] **Pioch T1, S. H., Duschner H, García-Godoy F.** (2001). Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001, Aug;14(4)(4), 252.
- [172] **Neves, A. A., Jaecques, S., Van Ende, A., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Luhrs, A. K., ve ark.** (2014). 3D-microleakage assessment of adhesive interfaces: exploratory findings by muCT. *Dent Mater*, 30(8), 799-807.
- [173] **Jacker-Guhr, S., Ibarra, G., Oppermann, L. S., Luhrs, A. K., Rahman, A. ve Geurtsen, W.** (2016). Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. *Clin Oral Investig*, 20(7), 1709-1718.
- [174] **Ozturk, F., Ersoz, M., Ozturk, S. A., Hatunoglu, E. ve Malkoc, S.** (2016). Micro-CT evaluation of microleakage under orthodontic ceramic brackets bonded with different bonding techniques and adhesives. *Eur J Orthod*, 38(2), 163-169.
- [175] **Ulker, M., Uysal, T., Ramoglu, S. I. ve Ucar, F. I.** (2009). Bond strengths of an antibacterial monomer-containing adhesive system applied with and without acid etching for lingual retainer bonding. *Eur J Orthod*, 31(6), 658-663.
- [176] **Hamamci, N., Akkurt, A. ve 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), 811-816.
- [177] **Clausen, J. O., Abou Tara, M. ve 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), 533-538.
- [178] **Naumann, M., Preuss, A. ve 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), 31-36.

- [179] **Abdelnaby, Y. L. ve 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), 378-384.
- [180] **Nimbalkar-Patil, S., Vaz, A. ve 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), ZC83-87.
- [181] **Pakshir, H. ve Ajami, S.** (2015). Effect of Enamel Preparation and Light Curing Methods on Microleakage under Orthodontic Brackets. *J Dent (Tehran)*, 12(6), 436-446.
- [182] **Årtun, J. ve Bergland, S.** (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85(4), 333-340.
- [183] **Hosseini, M., Namvar, F., Chalipa, J., Saber, K., Chiniforush, N., Sarmadi, S., ve ark.** (2012). Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel prepared by Er: YAG laser and conventional acid-etching. *J Dent (Tehran)*, 9(1), 20.
- [184] **Vicente, A., Ortiz, A. J. ve Bravo, L. A.** (2009). Microleakage beneath brackets bonded with flowable materials: effect of thermocycling. *Eur J Orthod*, 31(4), 390-396.
- [185] **Ulker, M., Uysal, T., Ramoglu, S. I. ve Ertas, H.** (2009). Microleakage under orthodontic brackets using high-intensity curing lights. *Angle Orthod*, 79(1), 144-149.
- [186] **Yagci, A., Uysal, T., Ulker, M. ve Ramoglu, S. I.** (2010). Microleakage under orthodontic brackets bonded with the custom base indirect bonding technique. *Eur J Orthod*, 32(3), 259-263.
- [187] **Abreu L., S. M. P., Pretti H., Lages E.M., João Batista Novães Júnior, Ricardo Alberto Neto Ferreira.** (2015). Comparative Study of the Effect of Acid Etching on Enamel Surface Roughness between Pumiced and Non-pumiced Teeth. *J Int Oral Health*, 7(9), 1-6.
- [188] **Arhun, N., Arman, A., Cehreli, S. B., Arikan, S., Karabulut, E. ve Gulsahi, K.** (2006). Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. *Angle Orthod*, 76(6), 1028-1034.
- [189] **Uysal, T., Ulker, M., Ramoglu, S. I. ve Ertas, H.** (2008). Microleakage under metallic and ceramic brackets bonded with orthodontic self-etching primer systems. *Angle Orthod*, 78(6), 1089-1094.
- [190] **Begazo, C. C., de Boer, H. D., Kleverlaan, C. J., van Waas, M. A. ve Feilzer, A. J.** (2004). Shear bond strength of different types of luting cements to an aluminum oxide-reinforced glass ceramic core material. *Dent Mater*, 20(10), 901-907.
- [191] **Clausen, J.-O., Tara, M. A. ve 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), 533-538.

- [192] **Muhlemann, H. R.** (1951). [Physiologic and pathologic dental mobility]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*, 61(1), 1-71.
- [193] **Gardner, A. ve Hobson, R.** (2001). Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(1), 64-67.
- [194] **Buonocore, M. G.** (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6), 849-853.
- [195] **Lopes, G. C., Thys, D. G., Klaus, P., Oliveira, G. M. ve Widmer, N.** (2007). Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent*, 28(1), 18-24; quiz 25, 42.
- [196] **Vilchis, R. J., Hotta, Y. ve Yamamoto, K.** (2007). Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(5), 646-650.
- [197] **Legler, L. R., Retief, D. H. ve 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), 154-160.
- [198] **Mitchell, L.** (1992). Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances--an overview. *Br J Orthod*, 19(3), 199-205.
- [199] **Gorelick, L., Geiger, A. M. ve Gwinnett, A. J.** (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am J Orthod*, 81(2), 93-98.
- [200] **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), 423-427.
- [201] **Lorenzo, M. C., Portillo, M., Moreno, P., Montero, J., Garcia, A., Santos-del Riego, S. E., ve ark.** (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.
- [202] **Sagir, S., Usumez, A., Ademci, E. ve Usumez, S.** (2013). Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 83(6), 973-980.
- [203] **Berk, N., Basaran, G. ve Ozer, T.** (2008). Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod*, 30(2), 183-189.
- [204] **Ariyaratnam, M. T., Wilson, M. A., Mackie, I. C. ve Blinkhorn, A. S.** (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), 51-55.
- [205] **Diaci, J.** (2012). REVIEW Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J Laser Health Acad*, 2012(1).
- [206] **Lupi-Pegurier, L., Bertrand, M. F., Muller-Bolla, M., Rocca, J. P. ve Bolla, M.** (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), 134-138.

- [207] **Toodehzaeim, M. H., Yassaei, S., Karandish, M. ve Farzaneh, S.** (2014). In vitro evaluation of microleakage around orthodontic brackets using laser etching and Acid etching methods. *J Dent (Tehran)*, 11(3), 263.
- [208] **Gutknecht N., M. L., Marincek M.** (2011). A Novel Quantum Square Pulse (QSP) Mode Erbium Dental Laser. *J Laser Health Acad*, 1.
- [209] **Oberholzer, T. G., Du Preez, I. C. ve Kidd, M.** (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, 26(18), 3981-3986.
- [210] **Oz, A. A., Oz, A. Z. ve 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), 212-216.
- [211] **Santini, A., McGuinness, N. ve 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), 292-298.
- [212] **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, Cilt:26, Sayı: 1,*, 180-186.
- [213] **Ghazal, M., Hedderich, J. ve 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), 585-592.
- [214] **Ghazal, M. ve 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.
- [215] **Koutayas, S. O., Kern, M., Ferrareso, F. ve Strub, J. R.** (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), 540-547.
- [216] **Chitmongkolsuk, S., Heydecke, G., Stappert, C. ve Strub, J. R.** (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.
- [217] **Strub, J. R. ve Beschnidt, S. M.** (1998). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont*, 11(6), 602-609.
- [218] **Navarro, R., Vicente, A., Ortiz, A. J. ve Bravo, L. A.** (2010). The effects of two soft drinks on bond strength, bracket microleakage, and adhesive remnant on intact and sealed enamel. *Eur J Orthod*, 33(1), 60-65.
- [219] **Uysal, T., Baysal, A., Usumez, S. ve Ulker, M.** (2009). Microleakage between composite–wire and composite–enamel interfaces of flexible spiral wire retainers. Part 1: comparison of three composites. *Eur J Orthod*, 31(6), 647-651.
- [220] **Uysal, T., Ulker, M., Baysal, A. ve Usumez, S.** (2008). Different lingual retainer composites and the microleakage between enamel-composite and wire-composite interfaces. *Angle Orthod*, 78(5), 941-946.

- [221] **Ozel, E., Tuna, E. B., Firatli, S. ve Firatli, E.** (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.
- [222] **Tudehzaeim, M. H., Yassaie, S. ve 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), 118-124.
- [223] **Moosavi, H., Ahrari, F. ve Mohamadipour, H.** (2013). The effect of different surface treatments of demineralised enamel on microleakage under metal orthodontic brackets. *Prog Orthod*, 14, 2.
- [224] **Sabzevari, B., Ramazanzadeh, B. A., Moazzami, S. M. ve Sharifi, A.** (2013). Microleakage under orthodontic metal brackets bonded with three different bonding techniques with/without thermocycling. *J Dent Mater Tech*, 2(1), 21-28.
- [225] **Vandevska-Radunovic, V., Espeland, L. ve Stenvik, A.** (2013). Retention: type, duration and need for common guidelines. A survey of Norwegian orthodontists. *Orthodontics (Chic)* 14(1).
- [226] **Lai, C., Grossen, J., Renkema, A.-M., Bronkhorst, E., Fudalej, P. ve Katsaros, C.** (2014). Swiss Dent J. *Swiss dental journal*, 124(6), 655-661.
- [227] **Clark, J., Kerr, W. ve Davis, M.** (1997). CASES--clinical audit; scenarios for evaluation and study. *Br Dent J*, 183(3), 108.
- [228] **Johnston, C. ve Littlewood, S.** (2015). Retention in orthodontics. *Br Dent J*, 218(3), 119.
- [229] **Al Shamsi, A., Cunningham, J., Lamey, P. ve Lynch, E.** (2006). Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod*, 76(4), 694-699.
- [230] **Linn, B. J., Berzins, D. W., Dhuru, V. B. ve Bradley, T. G.** (2006). A comparison of bond strength between direct-and indirect-bonding methods. *Angle Orthod*, 76(2), 289-294.
- [231] **Corpas-Pastor, L., Moreno, J. V., Garrido, J. D. D. L.-G., Muriel, V. P., Moore, K. Ve Elias, A.** (1997). Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc*, 128(6), 732-737.
- [232] **Cerny, R.** (2007). The reliability of bonded lingual retainers. *Aust Orthod J*, 23(1), 24.
- [233] **Veli, I., Akin, M., Kucukyilmaz, E. ve Uysal, T.** (2014). Shear bond strength of a self-adhering flowable composite when used for lingual retainer bonding. *J Orofac Orthop* 75(5), 374-383.
- [234] **Cooke, M. ve Sherriff, M.** (2010). Debonding force and deformation of two multi-stranded lingual retainer wires bonded to incisor enamel: an in vitro study. *Eur J Orthod*, 32(6), 741-746.

[235] **Reynolds, I.** (1975). A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2(3), 171-178.



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad :Merve KURT

Doğum Tarihi ve Yeri :1991/ İstanbul

E-posta :merwekurt@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

- **Lisans** : 2014, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
- **Doktora** : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda halen devam ediyor.