

**Er:YAG LAZER VE KONVANSİYONEL YÖNTEMLE
YAPILAN PORSELEN BRAKETLERİN DEBONDİNGİ
SIRASINDA OLUŞAN TERMAL VE YÜZEYSEL
DEĞİŞİKLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE
KARŞILAŞTIRILMASI**

DERYA DURSUN

**İnönü Üniversitesi ve Selçuk Üniversitesi
Ortodonti Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı**

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSÖZ

Ortak Tez Danışmanı: Doç.Dr. Zehra İLERİ

II. Tez Danışmanı: Prof.Dr. Ashhan ÜŞÜMEZ

Doktora Tezi-2016

**T. C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Er:YAG LAZER VE KONVANSİYONEL YÖNTEMLE YAPILAN PORSELEN
BRAKETLERİN DEBONDİNGİ SIRASINDA OLUŞAN TERMAL VE YÜZEYSEL
DEĞİŞİKLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE KARŞILAŞTIRILMASI**

Derya DURSUN

**İnönü Üniversitesi ve Selçuk Üniversitesi
Ortodonti Anabilim Dalı
Ortak Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSÖZ**

**Ortak Tez Danışmanı
Doç.Dr. Zehra İLERİ**

**II. Tez Danışmanı
Prof.Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ**

MALATYA-2016

KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi ile Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüleri Ortodonti Anabilim Dalı Ortak Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan; **Derya DURSUN**'un "**Er-Yag Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debondingi Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması**" konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 11/07/2016

Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ
Bezmialem Vakıf Üniversitesi
Jüri Başkanı



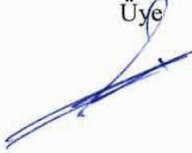
Yrd. Doç. Dr. Hatice A.CANSUNAR
İnönü Üniversitesi

Üye


Yrd. Doç. Dr. Erdem HATUNOĞLU
Fırat Üniversitesi

Üye


Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSÖZ
İnönü Üniversitesi
Tez Danışmanı

Üye


Yrd. Doç. Dr. Orhan Hakkı KARATAŞ
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Üye



ONAY

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../2016 tarih ve 2016/..... sayılı Kararıyla da uygun görülmüştür.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ
Enstitü Müdürü

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİ.....	ix
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ortodontik Tedavi.....	3
2.2. Ortodontide Kullanılan Materyaller.....	3
2.2.1. Braketlerin Tarihçesi.....	3
2.2.2. Ortodontik Braketler.....	7
2.2.2.1. Metal Braketler.....	7
2.2.2.2. Plastik Braketler.....	8
2.2.2.3. Seramik Braketler.....	8
2.2.3. Yapıştırıcılar.....	16
2.2.3.1. Işıklı Polimerize Olan Yapıştırıcılar.....	16
2.2.3.2. Kimyasal Olarak Sertleşen Yapıştırıcılar.....	17
2.2.3.3. Hem Işık Ve Hem Kimyasal Olarak Sertleşen Yapıştırıcılar.....	17
2.3. Braket Yapıştırma (Bonding).....	18
2.3.1. Kullanılan Dişlerin Seçimi.....	19
2.3.2. Kullanılan Dişlerin Saklama Koşulları.....	19
2.3.3. Yapıştırma İşlemi Öncesi Diş Yüzeylerinin Hazırlanması.....	20
2.4. Debonding (Braket Sökümü).....	21
2.4.1. Metal Braketler İçin Debonding Prosedürü.....	21
2.4.2. Seramik Braketler İçin Debonding Prosedürü.....	21
2.4.2.1. Mekanik Debonding.....	22

2.4.2.2. Ultrasonik Debonding	22
2.4.2.3. Elektrotermal Debonding	23
2.4.2.4. Lazer	24
2.5. Ortodontide Kullanılan Lazerler.....	27
2.5.1. Er,Cr:YSGG Lazer	27
2.5.2. Er:YAG Lazer	27
2.5.2.1. Er:YAG Lazer İle Debonding	28
2.5.2.2. Er:YAG Lazer Uygulama El Aletleri	31
2.6. Lazer İle Debonding Sırasındaki Pulpal Isı Artışı.....	33
2.6.1. Lazer Enerjisi Ve Doku Isısı	33
2.7. Debonding Sonrası Diş Yüzeyinde Oluşabilecek Etkiler.....	34
2.7.1. Diş Minesi Yapısı.....	34
2.7.2. Mine Çatlakları.....	35
2.7.2.1. Mekanik Debonding Sonrası Oluşabilecek Mine Çatlakları	35
2.7.2.2. Lazer Debonding Sonrası Oluşabilecek Mine Çatlakları	37
2.8. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	38
2.8.1. Isısal Döngü(Termal Siklus) Cihazı	38
2.8.2. Stereomikroskop.....	40
2.8.3. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM).....	41
3. MATERYAL VE METOT	42
3.1. Kullanılan Dişler	42
3.2. Dişlerin Saklanma Koşulları.....	43
3.3. Bonding Öncesi Dişlerin Stereomikroskop İle Değerlendirilmesi	43
3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler	44
3.5. Mine Yüzeyinin Hazırlanması.....	45
3.6. Çalışmada Kullanılan Yapıştırıcı	45
3.7. Kullanılan Işık Kaynağı.....	46
3.8. Braketlerin Yapıştırılması	46
3.9. Örneklerin Lazer Uygulaması Öncesinde Saklanması Ve	
Isısal Döngüde Yaşlandırılması (Termal Siklus)	47
3.10. Farklı Debonding Metotları Ve Kullanılan Seramik Braket Çeşitleri.....	47

3.10.1. Braketlerin X-Runner Dijital Tarayıcı Sistem İle Debondingi.....	48
3.10.2. Braketlerin Konvansiyonel Yöntem İle Sökülmesi.....	49
3.11. Er:Yag Lazer Uygulanırken Oluşan Pulpal Isının Değerlendirilmesi	50
3.12. Braket Söküm Sonrası Bölgenin İncelenmesi	52
3.13. Braketlerin Debonding İşlemi Sonrasında Mine Yüzeyinde	
Kalan Adezivin Temizlenmesi	53
3.14. Mine Yüzey Değerlendirilmesi	54
3.14.1. ARI Skoruması Sonrası Mine Yüzey Değerlendirilmesi	54
3.14.2. Braket Sökümü Öncesi ve Sonrasının Mine Yüzeyi Açısından	
Değerlendirilmesi	54
3.15. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	55
3.16. İstatistiksel Değerlendirme	55
4. BULGULAR	56
4.1. Braket Sökümü Öncesi Ve Sonrasında Steremikroskop İle	
Değerlendirilen Mine Yüzeyleri Bulguları.....	56
4.2. Braket Sökümü Sonrası Diş Üzerinde Kalan Adesivin Skorları İle İlgili Bulgular	57
4.3. Lazer Braket Sökümü Sırasında Oluşan Sıcaklık Değişimleri İle İlgili Bulgular	61
4.4. SEM Analizi Bulguları	61
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	75
KAYNAKLAR.....	76
EKLER	
EK.1.ÖZGEÇMİŞ.....	93
EK.2.ETİK KURUL KARARI.....	94

TEŞEKKÜR

Ortodonti doktora ve klinik eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, zamanını ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Mustafa ERSÖZ'e,

Ortodonti eğitimim süresince bilgileriyle, yardım ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, Anabilim Dalı Başkanımız, saygıdeğer hocam Prof. Dr. Sıddık MALKOÇ'a,

Hem klinik hem de sosyal anlamda herkesin akademik hayatında bir izi olan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e,

Akademik ve klinik bilgilerini bizden hiç esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Ebubekir TOY, Doç. Dr. Fırat ÖZTÜRK, Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ, Prof. Dr. S.İlhan RAMOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Muhammet BİRLİK, Yrd. Doç. Dr. Berza ŞEN ve Yrd. Doç. Dr. Sertaç AKSAKALLI hocalarıma,

Tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen ortak tez danışmanım Doç. Dr. Zehra İLERİ' ye,

Kişilik ve insan ilişkileri olarak örnek aldığım ve her zaman beni destekleyen saygıdeğer hocam ve rektörümüz Prof. Dr. Cemil ÇELİK'e

Bölümümüzde birlikte çalıştığım yardımcı personel arkadaşlarıma, teknisyen arkadaşlarıma, sekreter arkadaşlarıma ve asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca bana hep destek olan, önümde rehber olan, maddi ve manevi yardımlarını esirgemeyen, kardeşlerim ve beni bugüne getiren babam Prof. Dr. Şefik Dursun'a ve annem *Behide Dursun'a* ve aileme,

Teşekkür ederim...

ÖZET

Er:YAG Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debonding Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmada amacımız; Erbium-doped yttrium alüminum garnet (Er:YAG) lazer ile konvansiyonel yöntem kullanılarak yapılan debonding işleminin, porselen braketler ve diş üzerindeki etkilerini kıyaslamalı olarak değerlendirmektir. Bu çerçevede, farklı yöntemlerin porselen braketler üzerindeki etkisi ile birlikte, diş yüzeylerinde ortaya çıkan mine çatlakları kıyaslamalı olarak değerlendirilecektir. Ayrıca, kullanacağımız lazer ucu, (dijital olarak kontrol edilebilen X-Runner'in), homojen tarama özelliği braket sökümü sırasında ortaya çıkan termal etki (pulpal ısıdaki değişiklik) değerlendirilecektir.

Materyal ve Metot: Araştırmamız, 4 çalışma grubundan oluşmuştur. Çalışmamız için 80 tane çekilmiş mandibuler santral kesici diş ve porselen braket kullanılmıştır. Kullanılan braketlerin yarısı (40 adet) polikristalin, diğer yarısı (40 adet) ise monokristalin olacak şekilde planlanmıştır. Porselen braketler; dişlerin labial yüzeylerine yerleştirilmiş ve 40 tanesi Er:YAG lazer ile, diğer 40 tanesinde ise konvansiyonel yöntem kullanılarak debonding yapılmıştır. Braket sökümü öncesi ve sonrasında mine çatlakları ve kalan adesiv miktarı stereomikroskop ile değerlendirilmiştir. 40 örnek pulpal ısıyı değerlendirmek için kullanılmıştır. Pulpal ısıyı değerlendirdiğimiz 40 örneğin yarısı polikristalin, diğer yarısı ise monokristalin braketlerden oluşmaktadır. Kalan adesiv miktarı ve mine çatlakları değerlendirmelerinde; nonparametik testlerden Kruskal-Wallis istatistiksel analiz testi yapıldı. Pulpal ısıyı değerlendirmek için Mann-Whitney istatistiksel testi yapılmıştır. Lazerin bağlantı yüzeyindeki etkisi scanning electron microscope (SEM) ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: Tüm çalışma gruplarında braket sökümü sırasında braket kırılması ve sonrasındaki incelemede mine çatlağı gözlenmemiştir. Polikristalin ve monokristalin braketler arasında mine yüzeyi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Mine yüzeyinde kalan adesiv miktarı karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Er:YAG lazer ile debonding işlemi yapılan monokristalin braketlerde $3.71^{\circ} \pm 1.15$ °C ısı artışı, polikristalin braketlerde ise 2.03 ± 1.64 °C olarak bulunmuştur. SEM görüntüleri Er:YAG lazer ışınının adesiv materyal içinde kaldığını ve minedede herhangi bir olumsuz etki oluşturmadığını göstermiştir.

Sonuç: Er:YAG lazer ile yapılan debonding işleminin, konvansiyonel yöntemle göre daha başarılı ve uygun bir yöntem olduğu söylenebilir. Debonding işlemi sırasında Er:YAG lazer, diş zarar vermeyecek kadar düşük ısı oluşturmakla birlikte mine hasarı oluşturmamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Debonding, Er:YAG lazer, intrapulpal sıcaklık, mine çatlakları, monokristalin braket, polikristalin braket, scanning elektron mikroskobu, stereomikroskop, X-Runner

ABSTRACT

The Comparison and Examination of Thermal and Superficial Changes During the Debonding of Brackets which are Debonded with Conventional Method and Er:YAG laser

Aim: The aim of this study is to evaluate the effect of debonding on ceramic brackets by the Erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er:YAG) laser and conventional methods. By this way, the effect of different debonding techniques on ceramic brackets and enamel fractures on teeth surface will be evaluated. The X-Runner handpiece's feature, scanning homogeneously, will be evaluated at debonding. The effect of laser to intrapulpal temperature will be investigated.

Material and method: The study includes 4 experimental groups. For this study 80 extracted mandibular central incisors and ceramic brackets are used. Half of the brackets are polycrystalline (40) and the others are monocrystalline (40). The brackets that are replaced labially; 40 of them were debonded with conventional method and the other 40 were debonded with laser. The enamel cracks were examined before and after debonding and also the remaining adhesive were examined with stereomicroscope. 20 monocrystalline and 20 polycrystalline brackets are debonded by Er:YAG laser for evaluating the pulpal temperature rise. For evaluation of remaining adhesive on teeth surface and enamel cracks, the nonparametric statistical test Kruskal-Wallis was used. In order to evaluate temperature rise, Mann-Whitney statistical test was analyzed. Scanning Electron Microscope (SEM) images were used for evaluation of the effect of Er:YAG laser at the adhesive-enamel surface.

Results: There is no enamel crack or bracket fracture at all laser and conventional groups. There is no statistically significant difference between the polycrystalline and monocrystalline brackets. When the adhesive left on the enamel surface is compared between the groups, the results were statistically significantly different. The temperature rise in Er:YAG laser group is $3.71^{\circ}\pm 1.15^{\circ}\text{C}$ on monocrystalline brackets and $2.03\pm 1.64^{\circ}\text{C}$ on polycrystalline brackets. SEM images show that, the Er:YAG laser beam didn't proceed in the adhesive seriously and the laser didn't effect the enamel surface.

Conclusion: It can be concluded that the debonding procedure with Er:YAG laser is more delicate compared to conventional method. At debonding phase with Er:YAG laser, temperature rise is lower than the critical level and didn't cause the enamel cracks.

Key words: Debonding, enamel cracks Er:YAG laser, intrapulpal temperature, monocrystalline brackets, polycrystalline brackets, scanning elektron microscope, stereomicroscope, X-Runner

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

γ -MPTS: γ -metakriloksipropiltrimetoksilan

nm: nanometre

J:Joule

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

Sn: saniye

MPa: Megapaskal

Er:YAG: Erbium-doped yttrium alüminum garnet

μ m: mikrometre

ARI: Adhesive Remnant Index

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

Nd:YAG: neodymium-doped yttrium aluminium garnet

W:Watt

SEM: scanning electron microscope

$^{\circ}$ F:Fahrenheit

$^{\circ}$ C:santigrat

LED: Light Emitting Diode

MSP: Medium Short Pulse

Hz: Hertz

Bis – EMA: ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate

Δ : Sıcaklık değişimi

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2-1. Angle sistemi ve içindeki parçalar (10).....	5
Şekil 2-2. E ark apareyi(10)	5
Şekil 2-3. Pin ve Tüp Apareyi (10)	6
Şekil 2-4. İlk Egdewise Sistemi(10).....	6
Şekil 2-5. Ultrasonik teknik ile debonding (132).....	23
Şekil 2-6. Elektrotermal teknik ile debonding (134).....	23
Şekil 2-7. Lightwalker kontakt Er:YAG lazer el aleti.....	32
Şekil 2-8. Lightwalker nonkontakt Er:YAG lazer el aleti.....	32
Şekil 2-9. Dijital kontrol edilebilen X-Runner (157)	33
Şekil.2-10. Termal siklus cihazı (197)	40
Şekil.2-11. Stereomikroskop cihazı	41
Şekil 3-1. Dişlerin kök yüzeyinde aerotor ile numaralandırılması.....	43
Şekil 3-2. Mine yüzeylerindeki çatlakları ve kopmaları değerlendirdiğimiz stereomikroskop	44
Şekil 3-3. Çalışmamızda kullanılan braketler	44
Şekil 3-4. Çalışmamızda kullanılan % 37 lik fosforik asit.....	45
Şekil 3-5. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adesiv primer	45
Şekil 3-6. Kullanılan Transbond XT yapıştırıcısı	46
Şekil 3-7. Kullanılan LED ışık cihazı	46
Şekil 3-8. SD mechatronik termal siklus cihazı	47
Şekil 3-9. Konvansiyonel debonding işlemi için kullanılan Weingart ve Ormco'nun brakete özel pensi.....	48
Şekil 3-10. Kullanılan lazer sistemi (Lightwalker, Fotona, Slovenya),çalışılan parametreler ve X-Runner dijital tarayıcı el aleti	49
Şekil 3-11. Braket sökümünde kullanılan Weingart ve tek kullanımlık	50
plastik pens	50
Şekil 3-12. Mine sement bileşiminin 2 mm altından kesilen ve pulpa odası genişetilen dişler.....	50
Şekil 3-13. Pulpal sıcaklığı ölçmek için oluşturulan düzenek (201).....	51
Şekil 3-14. Kullanılan termokupl sıcaklık ölçer ve kablosu	51

Şekil 3-15. Örneğe termokupl yerleştirilmesi ve düzeneğe bağlanması	52
Şekil 3-16. ARI indeksi için değerlendirilen bir örnekten 1X stereomikroskop görüntüsü	53
Şekil 3-17. Kalan adesivin tungsten karbid frez ile temizlenmesi	53
Şekil 3-18. Mine yüzeyinde görülen çatlak olan ve olmayan diş yüzeylerinden stereomikroskopik görüntüler.....	54
Şekil 3 -19. Mine yüzey değerlendirilmesinde kullanılan skorlama yöntemi (A: skor 0, B:skor 1, C: skor 2, D:skor 3) (198).....	55
Şekil 4-1. Gruplar içindeki skor dağılımı.....	58
Şekil 4-2. ARI skoru 1 olan dişten stereomikroskop görüntüsü	59
Şekil 4-3. ARI skoru 2 olan dişten stereomikroskop görüntüsü	60
Şekil 4-4. ARI skoru 3 olan bir dişin stereomikroskop görüntüsü.....	60
Şekil 4-5. Monokristalin braket debonding sonrası alınan	
çapraz kesit görüntüleri	62
Şekil 4-6. Polikristalin braket debonding sonrası çapraz kesit görüntüleri	62

TABLULAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 4.1. Bonding Öncesi Ve Debonding Sonrası Mine Yüzey	
Değerlendirme Bulguları.....	56
Tablo 4.2. ARI Skorları Dağılımı.....	57

1. GİRİŞ

Günümüzde, insanlar dişlerinin sağlığı için daha duyarlı hale gelmişlerdir. İyi bir etki bırakabilmek için daha güzel görünmek isterler. Daha güzel bir gülüş ve daha düzgün dişler için ortodontik tedavi en etkili yoldur. Ortodonti, daha sağlıklı ve fonksiyonel kapanışı amaçlayan, kişisel görünümü güzelleştiren diş hekimliğinin özel bir dalıdır. Ortodontik tedaviler günümüzde çok yaygın olarak kullanılmakta ve tedavi süreçlerinde birçok özel ataşmanlar (braket, bant, tüp, ark teli) kullanılmaktadır. Ortodontik tedavilerde kullanılan en önemli ataşmanlardan biri braketlerdir. Ortodontik braketler, ark tellerine bağlanarak fonksiyon görürler (1). Ortodontik tedavinin sonunda, yapıştırılan braketler sökülme (debonding) ve aktif tedavi bitirilmektedir. Ortodontik tedavilerde kullanılan braketler farklı alaşım ve özelliklere sahiptirler. Genel olarak bu braketler 3 ana tipe üretilmektedir. Bunlar; plastik, seramik ve metal tabanlı braketlerdir. Sıklıkla metal braket kullanılsa da estetik kaygı ve beklentilere bağlı olarak estetik braket kullanımının yaygınlaştığı görülmektedir. Estetik amaçlı üretilen ilk braketler plastik kompozitlerden üretilmiş ve uzun yıllar kullanılmıştır. Ortodontik tedavi süresince bu braketlerde görülen problemler (slotlarındaki deformasyonlar, braket kanatlarında kopma, aşınma ve renklemeler) yeni braketlerin üretilmesine zemin hazırlamış ve seramik braketler ortaya çıkmıştır (1). 1980' lerde üretilen seramik braketler plastik braketlerde oluşan bu problemleri ortadan kaldırmıştır (2). Seramik braketleri üstün kılan, estetik özellikleridir (3). Seramik braketler renklemeye oldukça dirençlidir; fakat ortodontik tedavi boyunca ortaya çıkan braket kırıkları, sürtünme artışı, braketle temas eden dişlerdeki aşınmalar ve debonding sırasında minere kırık oluşumu gibi sorunlar dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır (1).

Seramik braket debonding işlemi çeşitli teknikler (konvansiyonel, ultrasonik, elektrotermal ve lazer) önerilmiştir. Konvansiyonel debonding prosedüründe, mine kopmaları, braket kırıkları ve ağrı gibi problemlerle karşılaşılabilir (4). Dahası; konvansiyonel debonding mine yüzeyine zarar vererek; kötü estetiğe ve etkilenmiş dişi uzun dönemde çürüğe maruz bırakabilmektedir (5, 6). Bu sebeple; diğer bir debonding metodu olan lazer, karşılaşılan bu problemleri azaltabilmektedir. Günümüzde debonding işlemi birçok lazerin kullanıldığı

bildirilmiştir (7, 8). Bunlardan biri de Erbium-doped yttrium alüminum garnet (Er:YAG) lazerdir.

Bu çalışmanın amacı; porselen braketlerin (polikrsitalin-monokristalin) debondinginde kullanılan, dijital ve homojen tarayan X-Runner uçlu Er:YAG lazerin debonding işlemi sırasında etkinliğinin değerlendirilmesidir. Araştırmamızda bu kapsamda;

- Mine yüzeyinde oluşabilecek çatlakları,
- Debonding sonrası mine yüzeyinde kalan artık adesiv miktarını,
- Lazerin intrapulpal ısıya etkisini,
- Lazerin adesiv içerisine ne kadar penetre olduğunu değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Tedavi

Ortodonti, dentofasiyal bölgedeki anomalileri ve maloklüzyonları düzelten, önleyen ve koruyan özel bir diş hekimliği dalıdır. Ortodonti Yunanca bir kelime olup, Orthos (düzeltmek) ve Odontos (dişler) kelimelerinin birleşmesinden oluşur ve basit olarak, diş ve çene bozuklukları ile ilgilenen diş hekimliği dalıdır (9).

Tarihçilere göre, braketlerin geçmişi antik çağlara dayanmaktadır. Hipokrat ve Aristoteles dişleri sabitlemeye ve dizmeye çalışmışlardır. Ortodontinin bilimsel olarak temellerinin atılması, 17. ,18. ve 19. yüzyıllara dayanmaktadır. 1728’de ortodontiyi başlatan hekim olarak bilinen Fransız dişhekimisi Pierre Fauchard ‘The Surgeon Dentist’ isimli kitabı yazmış ve dişleri dizmenin metotlarından bahsetmiştir (9).

20. yüzyıla kadar birçok diş hekimisi, dişleri alet ve braket benzeri aygıtlarla dizmeye çalışmışlardır. Modern ortodontinin ortaya çıkmaya başlaması ile 20. yüzyılın başlarında Amerika’da Edward H Angle maloklüzyonları sınıflandırmış ve ortodontik problemler tanımlanmıştır. Günümüzde halen bu tanımlamalar kullanılmakta ve ortodontik tedavilerin sınıflandırılması Angle sınıflamalarına göre (Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III) yapılmaktadır. Edward H Angle, ortodontik ve dental aygıtları sadeleştirerek ortodontiye büyük katkıda bulunmuştur (9).

2.2. Ortodontide Kullanılan Materyaller

2.2.1. Braketlerin Tarihçesi

Ortodontide modern anlamda sabit apareylerin ortaya çıkışı, Edward H Angle’in ortodonti bilimini daha düzenli ve standardize hale getirme gayretleri ile başlamıştır. Edward Angle 1887 yılında “Angle System” adını verdiği ilk apareyinden, ölümünden iki yıl öncesinde (1928) tanıttığı “Edgewise” tekniğine kadar, birçok tasarım yapmış ve sabit ortodonti mekaniklerini geliştirmiştir. Edward H Angle’in geliştirdiği Edgewise tekniği, günümüzde kullanılan modern braket sistemlerinin temelini oluşturmaktadır (10).

Tarihte ilk rastlanılan sabit ortodonti mekaniği; 1728 yılında Pierre Fauchard'ın tanıttığı, belirli bölgelerinde delikleri olan rijit bir metal şerit ve bu şerit üzerindeki deliklerden geçirilen ligatürlerden oluşan basit genişletme mekaniğidir. Bu teknik, deliklerden geçirilen ligatürlerin çapraşık dişlere bağlanması ve belli aralıklarla sıkıştırılması ile dişlerin hareket ettirilmesi esasına dayanır. Ancak uygulaması oldukça zordur ve stabilitesi zor bir mekaniktir.

Schange'nin 1841 yılında vidalı ayarlanabilir bandı bulması ortodontiye yeni bir bakış açısı getirmiştir. 1849 yılında Dwinelle, dişleri hareket ettirmek amacıyla geliştirdiği vida mekanizmasını tanıtarak bu bakış açısını değiştirmiştir ve bu değişim birçok farklı bantlı ve vidalı sabit ortodontik sistemin ortaya çıkmasına ön ayak olmuştur (10).

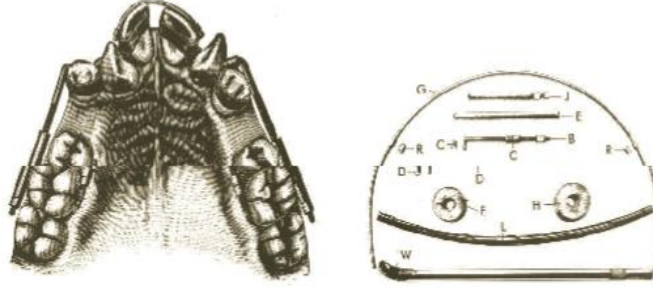
Ortodonti mekaniklerdeki gelişimleri takip eden Angle, diş hekimliği fakültesinden mezun olduğu 1878 yılından, 1887 yılına kadar birçok değişik apacey kullanmış ve bu apaceyler ile yaşadığı çeşitli sıkıntılar sonrasında çeşitli ortodontik apaceyler geliştirilmiştir. Bu apaceylerde bulunmasının gerekli olduğunu düşündüğü başlıca beş ilkeyi ortaya koymuştur:

1. Basit olmalı, ancak dişleri itebilmeli, çekebilmeli ve rotasyon yaptırabilmeli,
2. Stabil olmalı, diş yüzeyine sabitlenebilmeli,
3. Verimli olmalı ve Newton'un fizik ve ankraj prensiplerine göre çalışabilmeli,
4. Küçük olmalı, çevre dokularda problem yaratmamalı,

5.Kaba görünmemeli, estetik olarak mümkün olduğunca kabul edilebilir olmalıdır (10).

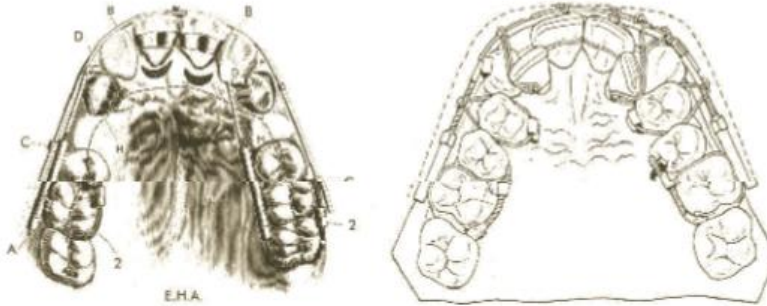
Angle bu apaceylerde elde ettiği tecrübe ve birikimle kendine ait olan Angle sistemini oluşturmuştur. Bu sistemde, dişlerin çevresine yapıştırılan bantları geliştirdiği vidalara lehimleyerek kullanmış ve bantlara yapıştırdığı hassas metal tüplerin içerisinden Coffin'in telini geçirerek dişlere rotasyon kuvveti uygulayabilecek ilk sabit ortodontik ataçmanı geliştirmiştir. Bu ataçman ve geliştirdiği mekanik parçalar içeren standart bir set, Angle tarafından 1887 yılında "Angle sistemi"olarak tanıtılmıştır (Şekil2-1). Fabrikasyon üretilen sistem sayesinde basit, verimli, ucuz ve estetik olarak

kabul edilebilir ve standart parçalardan oluşan apareylerin ortodontik tedavide kullanılmaya başlaması ortodonti tedavi konseptinin temelini oluşturmuştur (10).



Şekil 2-1. Angle sistemi ve içindeki parçalar (10).

1907 yılında vidalar ile diş hareketi yapılmasından neredeyse tamamen vazgeçilmişti. Bunun yerine, molar bantlara sabitlenen ve dişlerin vestibülünden geçen kalın ve rijit bir arkın, dişlere bakır ligatür tellerle bağlanarak oluşturulan bir aparey kullanılmaya başlanmıştır. Üç boyutta genişletme ilkesine dayanan bu aparey “E arch” olarak tanıtılmış ve bilim dünyası ile paylaşılmıştır (Şekil 2-2) (10).

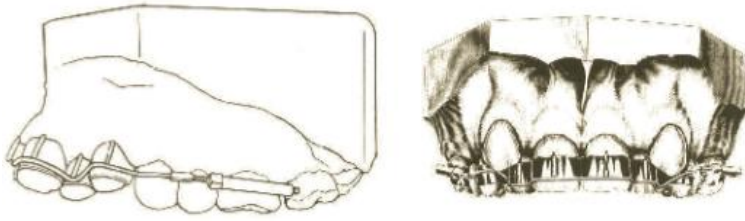


Şekil 2-2. E ark apareyi (10)

Dişlere basit hareketler yaptırabilen bu apareylerin dişleri hareket ettirmesi noktasında yeterli olmaması, dişlerin aksiyel bozukluklarını düzeltmemesi ve gövdesel diş hareketi yaptırabilecek bir etkiye sahip olmaması, yeni aparey geliştirilmesinin önünü açmıştır. Bu çerçevede dişlerin aksiyel eğim problemlerini düzeltebilmek amacıyla Angle tarafından ‘Pin ve Tüp’ apareyi geliştirilmiştir (Şekil 2-3). Aparey, bir ark teline hassas biçimde lehimlenen pinler ve hareket ettirilecek dişlerin üzerine

yerleştirilen pinlerin gireceği vertikal tüplerden oluşmaktadır. Böylece uygulaması son derece zor olmasına karşın, bu sayede dişlere kök hareketi yaptırabilen ilk sabit ortodontik aparey geliştirilmiştir (10).

Bu zorluklar, uygulaması son derece kolay ve pratik olan 'Ribon Arch'ın 1915 yılında Angle tarafından geliştirilmesi ile çözülmüştür. Ancak; bu aparey de dişlere gövdesel hareketler yaptırmakta ya da kök hareketleri vermekte yetersiz kalmıştı.



Şekil 2-3. Pin ve Tüp Apareyi (10)

Daha önce geliştirdiği apareylerdeki deneyimlerinden yararlanarak Angle, ölümünden sadece iki yıl önce Edgewise tekniğini tanıtmıştır (Şekil 2-4). Aparey; iki duvarlı ve dikey yerleşimli Ribbon Arch braketinden farklı olarak, üç duvarlı ve yatay yerleşmiş braketlerden oluşmaktaydı. Ark teli, braketlere önce bakır daha sonraki dönemlerde ise ince çelik ligatürler ile bağlanmaktaydı. Bu yeni dizayn, Ribbon Arch apareyinin uygulama kolaylığı ile iyi derecede kök hareketi yaptırılabilme özelliğini birleştirmişti. Edgewise tekniğiyle yalnız mesio-distal yönde değil, uzayın üç yönünde kontrollü diş hareketleri sağlanabilmektedir. Edgewise tekniği birçok üstünlüklerinin yanında vestibülo-lingual yöndeki kök hareketlerini yaptırabilmesi ile sık kullanılan bir sistem olmuş ve günümüze kadar kullanılan tüm ortodontik braket sistemlerinin temel prensiplerini şekillendirmiştir (10).



Şekil 2-4. İlk Edgewise Sistemi (10)

2.2.2. Ortodontik Braketler

Dişler üzerine yapıştırılarak kullanılan ortodontik braketler, ortodontik tedavilerde çapraşıklıkları düzeltmek ve diş dizilerinin uygun konuma getirilmesini sağlamak amacı ile kullanılmaktadır. Bu çerçevede maloklüzyonlar düzeltilmekte ve dental sağlık korunmaktadır. Maloklüzyonlar, overbite, çapraz kapanışlar, örtülü kapanışlar, çapraşıklıklar ve çene darlıkları ile de oluşabilmektedir. Tüm bu problemler, braketler ve farklı yardımcı elemanlar aracılığıyla düzeltilebilmektedir (9).

Ortodontik braketler, ark telinde ortaya çıkan kuvveti dişe ileterek fonksiyon görmektedir. İlk zamanlar bu etki, dişe epoksi reçine ile yapıştırılan paslanmaz çelik bir banda lehimlenen braketler aracılığı ile sağlanmaktaydı (9).

Teknolojinin ve bilimin gelişmesi ile birlikte adesivler bulunmuş ve adesivler sayesinde yüksek bond dayanımı gösteren braket tabanı dizaynları kullanılmaya başlanılmıştır (11, 12). Bu süreçte, üretici firmalar tarafından daha sonrasında twin, mini ve single çeşitleri olan braket tipleri geliştirilmiştir (13).

Braketlerin etkinliklerinin artırılmasına yönelik çalışmalar 1970' li yılların başlarında ortodontide kullanılan metal braketlerin kullanımının önünü açmıştır (13). Bu süreçte estetik amaçlı braketler de üretilmiştir ancak; ağız içerisinde kolay deformasyona uğramaları ve renk değiştirmeleri sebebiyle yeni arayışlara gidilmiş ve 1980' lerin ortalarında, seramik braketler ortodontide kullanılmaya başlamıştır. Seramik braketler, üstün estetik özelliklerinden dolayı, günümüzde hastalar tarafından tercih edilmeye başlanmış ve metal braketlerle birlikte kullanım sıklıkları giderek artmaya başlamıştır (14).

2.2.2.1. Metal Braketler

Metal braketler, gövdesi paslanmaz çelikten yapılan ve retansiyon sağlayan mesh yüzeyi dişe mekanik olarak bağlanan aygıtlardır. Metal braketlerin mesh yüzey büyüklüğü, bağlanımı için çok önemli bir faktör değildir. Hatta küçük mesh yüzeyli braketler gingival dokuları tahriş etmemesi ve doku kontürünü takip etmesi açısından tercih edilmektedir (15).

Braket tabanı braket kanatlarından küçük olmamalıdır. Aksi takdirde braket tabanının etrafı temizlenemeyeceği için diş minesinde demineralize alanlar oluşabilir. Metal braketlerin, korozyon göstergesi olan siyah ve yeşil renklenmelere sebep

olabileceği; galvanik aksiyonlar, oral kavite ve ağızdaki ısı değişiklikleri nedeniyle braket tabanında kontraksiyon oluşturabileceği belirtilmiştir (15).

2.2.2.2. Plastik Braketler

İlk plastik braketler, 1970'li yılların başında doldurulmamış polikarbonattan üretilmişlerdir. Bu braketlerde, kullanımları sırasında ark telleri ile uygulanan tork hareketlerinde sürtünme yüzünden deformasyonların oluştuğu gözlemlenmiştir. Fakat, braketlerde diğer bir problemin bu braketlerin kolayca renklenmesinin olduğu belirtilmiştir (16).

Polikarbonat braketlerde kullanılan metal slotlar ile istenilen tork değerlerine ulaşılabilse de, metal slotların etrafında görülen yüzey pürüzlülüğünün telin braket içinde kaymasını kısıtladığı bildirilmiştir. Plastik braketlerin en avantajlı özelliği, debonding yapılırken uygulanan kuvvete karşı metal braketler gibi tek parça halinde sökülebilmesidir. Polikarbonat braketlerin bond dayanıklılığı, tork dağılımı, klinik yaşlanma ve sürtünme özelliklerini araştıran daha detaylı çalışmalar yapılması gerektiği bildirilmiştir (16).

2.2.2.3. Seramik Braketler

Seramik braketler, plastik braketlerin renk değiştirme gibi olumsuz etkilerini gidermek üzere ortaya çıkmıştır. 1980'lerin ortalarından sonra daha dayanıklı, renklenmeye karşı daha dirençli ve sıvı absorbe etmeyecek şekilde üretilmeye başlanmışlardır. Fakat, bu avantajlarına karşın; kırılma olmaları, artmış sürtünme değerleri göstermeleri, dişlere temas ettiklerinde aşınmaya neden olmaları ve tedavi sonunda çıkartılırken mineye zarar verebilmeleri gibi dezavantajları olduğu belirtilmektedir (17, 18).

Seramik terimi farklı bileşenleri kapsamına rağmen, seramik braketler alüminyum oksitten üretilmektedir. Üretim aşamasına göre braketlerde 2 ana form bulunmaktadır (14). Genel olarak bu iki formun yanında, Avustralya ve Japonya'da üretilmiş Zirkonyum (Polikristalin Zirkonyum Oksit) formu da mevcuttur. Seramik braketlerin üretim şekilleri, formlarını belirlemektedir ve bu formlar, klinik kullanımda önemli rollere sahip olmaktadır (19). Seramik braketler temel olarak 2 formdan oluşmaktadır;

1.*Polikristalin braketler*; kullanımı en yaygın olan seramik braketlerdir. Saydam yapıya sahiptirler, dolayısıyla diş rengiyle oldukça iyi uyum sağlarlar (4). Sinterlenmiş (toz partiküllerin sıkılaştırılması) veya eritilmiş alüminyum oksit partiküllerinden imal edilmiştir. Bu işlem, bir bağlayıcı ile parçacıkların karıştırılması ile başlar. Bu karışım braket şekline göre kalıplanır ve belli bir sıcaklıkta alüminyum oksit parçalarının erimeden birleşmesine olanak verir. Bu olay sinterleme olarak adlandırılır (14).

Bu yöntemin dışında enjeksiyonla döküm şeklinde de üretilebilmektedirler. Bu yöntemle, kesme işlemlerine gerek kalmamaktadır ve kesme ile yüzeyde oluşan kusurlar bertaraf edilebilmektedir. Polikristalin braketlerin en önemli avantajları, kalıplanabilir olmalarıdır. Bu özellikleri nedeniyle üretimleri kolay olmakta ve maliyetleri düşmektedir (4).

Sinterleme işlemi ucuz bir işlem olduğu için üretici firmalara cazip gelmektedir. Malesef bu süreç, granül sınırlarında yapısal hatalara sebep olmaktadır. Bu hatalar, stres altında %0.001 oranındaki düzensizliklerde bile braketlerde kırık oluşturmak için odaklar meydana getirebilmektedir. Bu braketin kırılmasına neden olabileceği belirtilmiştir (14).

2.*Monokristalin braketler*; alüminyum oksitten üretilmektedir (14). Bu braketlerin üretiminde ilk aşama, 2100°C'lik kontrollü sıcaklık şartları altında sıvılaştırılmış yüksek saflıktaki alüminyum oksidin yavaşça soğutulmasıdır. Elde edilen bar şekilli tek kristalli alümina; elmas kesiciler, lazer veya ultrasonik kesiciler kullanılarak braket şekline kavuşturulmaktadır. Bu tip braketlerde ısı tedavisi uygulanarak yüzey kusurları ve kesme işleminde oluşan stresler giderilmektedir. Monokristalin seramik braketler, polikristalinlere göre daha saf yapıdadır. Bu braketlerin en önemli dezavantajları, üretimlerinin daha pahalı olmasıdır. Bu braketlerde; gren sınırlarının olmaması, düzensizlikler sonucu oluşan streslerin daha az olması ve dolayısıyla kırılma olasılıklarının daha düşük olması avantaj olarak belirtilmektedir. Monokristalin braketlerin gren sınırlarının olmayışı, bu braketlerin optik açıdan daha şeffaf görünümüne sahip olmalarını sağlamaktadır (20).

Polikristalin ve monokristalin seramik braketlerin ikisi de, ağız içerisindeki sıvılardan veya kimyasallardan çok etkilenmez ve renklenmeye karşı dirençlidirler (21).

Akgündüz, braket slotlarını dolduran paslanmaz çelik tellere verilen tork bükümlerine karşı, monokristalin seramik braketlerin, polikristalin braketlere göre daha dayanıklı olduğunu ileri sürmüştür. Ayrıca, materyaldeki gözenek yoğunluğunun kırılabilirliği arttırdığı sonucuna da varmıştır (22).

Polikristalin zirkonyum braketler de üretilmektedir. Bu braketlerin, polikristalin alumina braketlerden farkı sıcak izostatik baskılamayı takiben basınçlı dökümle üretilmeleridir. İtiryum oksitle kısmen stabilize edilmiş zirkonyum, aşırı ince partiküllere sahip (ortalama 0,2 µm boyutunda) toz zirkonyumla (%95) az miktarda itiryum oksidin (%5) basınç olmaksızın büyük bir kütle halinde sinterlenmesiyle elde edilmektedir. Zirkonyum braketler için ilgi çekici olan taraf, polikristalin alümina braketlere göre çok daha yüksek değerlerde sertliğe sahip olmasıdır (20).

Seramik braketlerin yapıştırılması ve braket taban özellikleri

Seramik braketlerin dişe yapıştırılması; braket tabanındaki çentik veya girintilerle sağlanan mekanik tutunma ile oluşturulur. Yapıştırıcı rezin ile braket tabanı arasında oluşturulan mekanik bağlanma, kimyasal bir bağlayıcı ajan olan silan ile yapılır. Bağlanma ya kimyasal tutunma ya da hem mekanik hem kimyasal tutunma kombinasyonu gibi iki temel farklı mekanizma söz konusudur. Bu temel iki bağlanma şeklinin yanında; çıkıntısız durumdaki kristaller, gözenekli yüzey ve küresel cam tanecikleriyle sağlanan mikromekanik tarzda bir tutunmadan da bahsedilmektedir. Bağlanma mekanizmalarının iki veya daha fazlasının kombinasyonu ile oluşturulan bağlanma ile tabanla yapıştırıcı arasındaki bağlantının daha da güçlendirilmesi sağlanabilmektedir (20).

Düz braket taban yüzeyleri, stres yoğunlaşmasının lokalize olduğu alanları minimize ederken, sıyırma gerilmelerinin tüm yapıştırıcının üzerine daha iyi dağılmasını sağlamaktadır. Güçlü kimyasal adezyonun varlığında böyle lokalize olmuş gerilmeler, koheziv rezin hataları, mine-rezin hataları ve hatta koheziv braket kırılmalarına sebep olmaktadır. Braket tabanlarındaki düzensiz şekilli mikropartiküller, adeziv tabakasıyla örtüldüğünde; kırılmanın başlamasına neden olan lokal stres alanların oluşmadığı belirtilmektedir (20).

Braket tabanının tasarımı ve yapısının iki temel klinik önemi mevcuttur. Bunlardan birincisi, yapıştırıcının uzun ömürlülüğü ve braket tabanına güçlü

yapışmasına bağlı olmasıdır. İkinci ve daha önemlisi ise, braket tabanının braket sökümünü takiben minede oluşturduğu hasardır. Bu durum seramik braket tabanlarının klinik önemini arttırmış, üreticilerin seramik braketleri farklı tasarım ve yaklaşımlarla üretmelerini sağlamıştır (20). Bu çerçevede :

- Taban boyutunda bir artma ve kristalize çıkıntılarda bir azalma sağlanmıştır (böylece, interfasiyal tabakada mekanik tutunma azaltılmıştır),
- Yapıştırıcı ile braket arasındaki bağlanmayı azaltmak için silanla braket tabanının örtülmesinin eliminasyonu,
- Daha düşük elastik modüle sahip polikarbonat veya başka polimerik materyallerden yapılmış esnek tabanlara sahip, nispeten çok daha sert seramik braketlerin kombinasyonu sağlanabilmiştir (23).

Bu tür değişiklikler, ortodontik tedaviyle ilgili yaşanan sıkıntılarda yer edinmiş olan ataşman sökümü sırasındaki mine hasarı ve braket kırılması oranlarını önemli miktarda azaltmıştır (20).

Seramik braketlerin yapıştırıcıyla kimyasal bağlantısını sağlamak üzere braket tabanı silanize edilmektedir. Bu amaçla örtücü ajan olarak γ -metakriloksipropiltrimetoksilan (γ -MPTS) kullanılmaktadır. Silanla kimyasal bağlanmayı sağlamak için, braketlerin içine cam partikülleri dahil edilmiştir. Cam molekülleri ile bağlanan silan ajanının son atomları, yapıştırıcı materyalle bağlanmak üzere serbest durumdadır (20). Silanla örtülmüş tabana sahip seramik braketlerin bağlanma dayanıklılıkları klinik açıdan oldukça iyi bulunmuştur. Fakat seramik braketin inceltici alanlarının kırılma direncinin gereğinden fazla olması ihtimali de bulunmaktadır. Ayrıca, debonding gerilimleri braket-yapıştırıcı ara yüzeyinden yapıştırıcı-mine ara yüzeyine kaymıştır. Genelde bu durum, pek arzu edilmeyen durumdur (14, 20). Özellikle endodontik olarak tedavi görmüş veya büyük restorasyonlar yapılmış dişlere yapışan seramik braketlerin söküm işleminde, diş yüzeyinde veya dişin tamamında büyük kırılmalar görülebilmektedir (14).

Retansiyon Tipinin Bağlanım Dayanıklılığına Etkisi

Seramik braketlerin debonding aşamasında mine hasarı birçok faktörle ilişkilendirilebilir. En önemli faktör, braket-adesiv arasındaki bağlanım dayanıklılığıdır. Birçok çalışma, seramik braketlerin metal braketlere kıyasla daha güçlü bağlanıma sahip olduğunu göstermiştir (24-26). Seramik braketlerdeki artmış bağlanım

dayanıklılığı, mine---adesiv yüzeyindeki kopmaların, adesiv-braket yüzeyine oranla daha fazla olmasıyla sonuçlanmaktadır. Mine-adesiv yüzeyindeki kopmalar mineye zarar verebilmektedir (24-27). Bunun sonucunda, üretici firmalar mine-adesiv yüzeyindeki bu güçlü bağlanımı azaltmak ve mine çatlaklarını önleyebilmek için mekanik retansiyonu arttırarak kimyasal retansiyonu azaltmaya çalışmışlardır (28, 29). Guess ve arkadaşları, mekanik bağlanan braket tabanının yeterli güç sağlayabildiğini, silan ile sağlanan kimyasal retansiyonun çok gerekli olmadığını belirtmişlerdir (30).

Üretici firmalar debonding safhasındaki komplikasyonlar yüzünden, güçlü braket dizaynını değiştirerek bağlanım dayanıklılığını azaltmaya çalışmışlardır. Bazı araştırmacılar mekanik retansiyon ile silanın sağladığı kimyasal retansiyonun, bağlanım dayanıklılığını daha fazla arttığını bulmuşlardır (31). Bu tip braketler ile kimyasal retansiyonlu yapıştırılmış seramik braketler kıyaslanıldığında, tensil (germe) dayanıklılığına etki etmediği; ama önemli ölçüde bağlanım dayanıklılığının azaldığını belirtmişlerdir (25).

Britton ve arkadaşları (32), 80 adet insan santral kesici dişi kullanarak in vitro şartlarda ve iki farklı asitleme süresinde, dört seramik ve bir metal braketin bağlanma dayanıklılıklarını değerlendirmişlerdir. Kullandıkları braketler ve taban özellikleri şöyledir:

- Mini-Diamond (ağ varak tabanlı metal, mekanik retansiyon) ,
- Starfire (seramik, oluklu ve silanize taban) ,
- Allure (seramik, girintili ve silanize taban) ,
- Transcend (seramik, düz pürüzsüz ve silanize taban) ,
- Quasar (seramik, lifsi çukurlukları olan ve silanize taban) .

Bu çalışmada kullanılan dişlerin braket yapıştırılacak vestibül yüzeyleri, uygun zımparalarla düzleştirilip polisaj işlemine tabi tutulmuşlardır. Asitleme işlemi %37'lik fosforik asit jel ile 15 veya 60 sn süreyle gerçekleştirilmiştir. Tüm örnekler, vücut sıcaklığındaki distile su içinde 14 gün bekletildikten sonra ısıl döngü (termal siklus) işlemine tabi tutulmuş; daha sonra da 7 gün boyunca tekrar distile suda bekletilmişlerdir. Sıyırma testlerinin sonuçlarına göre; 15 sn asit uygulaması, 60 sn uygulamaya göre daha etkili bulunmuştur. Çalışmada kullanılan metal braketler, seramik braketlere göre daha yüksek miktarda bağlanım dayanıklılığı göstermişlerdir. 15 sn saniye süreyle asit uygulanmış örnekler göz önüne alındığında; seramik braketler

arasında en yüksek bağlanım dayanıklılığı, Quasar ve Allure de görülmüştür. Çalışmanın sonunda, tüm seramik braketlerin bağlanım dayanıklılıklarının klinik uygunluğa sahip olduğu da belirtilmiştir.

Viazis ve arkadaşları (33), biri metal, dördü seramik olmak üzere beş farklı braket çeşidini; kimyasal ve ışıkla sertleşen adezivler kullanarak yapıştırmışlar. Çekilmiş premolar dişlerin üzerine yapıştırdıkları, mekanik veya kimyasal tutunma açısından sıyırma testi uygulayarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; yapıştırıcılarla kimyasal olarak bağlanabilen seramik braketlerin bağlanım dayanıklılıkları, mekanik olarak tutunan seramik ve metal braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek çıkmıştır. Kimyasal olarak sertleşen yapıştırıcıyla, ışıkla polimerize olan yapıştırıcı arasında, bağlanım dayanıklılığı açısından istatistiksel bir fark bulunmamıştır. Çalışmada kullanılan ve özellikle kimyasal tutunma gösteren monokristalin seramik braketler, polikristalin seramik braketlere göre kırılmaya daha yatkın oldukları saptanmıştır.

Eliades ve arkadaşları (34) , üç farklı yapıştırıcı materyalini bağlanım dayanıklılıkları ve ara yüzey topografileri açısından incelemişlerdir. Bu araştırmada biri metal, üçü seramik olmak üzere dört braket çeşidi kullanılmıştır. Çekilmiş 144 adet kesici diş üzerinde sıyırma testi uygulamışlardır. Çalışmada kullanılan yapıştırıcılardan biri kimyasal, diğer ikisi ışıkla polimerize olan yapıştırıcı kullanılmıştır. Braket olarak; Allure, Starfire ve Transcend seramik braketleri ile Dynabond metal braketleri seçilmiştir. Yukarıda belirtildiği gibi tüm braketler, üç farklı yapıştırıcıyla dişlere yapıştırılmıştır. Termosiklusa tabi tutulan örnekler, bir hafta boyunca 37°C'lik normal salin solüsyonunda saklanmıştır. Sıyırma testleri sonucunda; bağlanma dayanıklılıkları açısından silanla kaplanmış tabana sahip olan üç seramik braketin, metal braketlerin gösterdiğinden daha yüksek bağlanma dayanıklılıklarına sahip oldukları bulunmuştur. Bu farklılığın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu saptanmıştır. Sonuç olarak mikromekanik retansiyonla kimyasal tutunma kombine edildiğinde, seramik braketler için bağlanım dayanıklılığının daha da artabileceği vurgulanmıştır. Ancak seramik braketlerin sökümü sonrasında, mine ve braket kırılmaları görülmüştür. Bu da, seramik braketler için bağlanım dayanıklılığının çok fazla artması durumunda istenmeyen mine çatlaklarının da artabileceğini düşündürmüştür.

Olsen ve arkadaşları minede oluşan hasarı azaltmaya yönelik yaptıkları çalışmasında (35), geleneksel tipteki bir seramik braket çeşidi ile tabanı polikarbonattan yapılmış başka bir seramik braketini (Ceramaflex) bağlanım dayanıklılığı açısından in vitro şartlarda karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar tarafından yirmişer adet insan premolarına yapıştırılan seramik braketlere sıyırma testi uygulanmıştır. Polikarbonat braketlerin bağlanım dayanıklılıkları, geleneksel tipteki seramik braketlere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Bu dezavantajlarına rağmen, seramik braketlerin söküm sonrası kopma yeri lokalizasyonları; polikarbonat tabanla seramik gövde arasında olmuştur. Bu durum mine hasarının oluşmaması açısından önem arz etmektedir. Franklin ve Garcia-Godoy (36), polikarbonat tabanlı seramik braketlerle metal braketini kendi aralarında karşılaştırmışlardır. Polikarbonat tabanlı braketlerle metal braketler arasında bağlanım dayanıklılıkları açısından, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak, geleneksel tipteki seramik braketlere göre daha düşük değerler göstermişlerdir. Bu çerçevede, söküm sonrası Ceramaflex polikarbonat braketlerin hepsinde braket tabanı dişin üzerinde kalmıştır. Yani bu braketler için kopma lokalizasyonları polikarbonat tabanlarla seramik gövde arasında olmuştur. Franklin ve Garcia-Godoy, polikarbonat tabanlı seramik braketlerin tabanlarının dişin üzerinde kalması ve bunun kaldırılması için ilave zaman gerekmesine rağmen; bağlanım dayanıklılıklarının yeterince iyi olması ve söküm sırasında minede kırılmaya neden olmamaları nedeniyle bu braketlerin tercih edilebilir olduklarını belirtmişlerdir.

Artun (37), ortodontik tedavi gören 49 hastada; tabanı silanla örtülmüş kimyasal bağlanma sağlayan bir braket çeşidiyle, mikromekanik bağlanma sağlayan mikrokristalin tabana sahip bir başka braket çeşidini, braket kopması ve söküm sonrası durumları açısından karşılaştırmıştır. Seramik braketlerin farklı yapıştırıcılarla bağlanma durumunu değerlendirmek için hastaların çenelerinin bir tarafında kimyasal sertleşen, diğer tarafında ise ışıkla polimerize olan adeziv rezin kullanılmıştır. Tedavi sırasında, bu iki braket çeşidi arasında braket kopma sayıları ile braket kırılma sayıları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Braket söküm işlemleri sırasında da iki braket çeşidi arasında ARI skorları ve kırılma oranları açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tedavi sonrası mine değerlendirmelerinde, kimyasal retansiyon sağlanan seramik braketlerin söküldüğü dişlerdeki mine çatlakları oranı, mekanik tutunma gösteren braketlerdekinin yaklaşık olarak iki katıdır. Kimyasal

bağlanma gösteren seramik braketlerin çıkartılma işlemi sonrasında 3 dişte, mekanik bağlanma gösterenlerdeyse tek dişte mine kırılması meydana gelmiştir. Kırılma gösteren dişlerin dördüne de braket yapıştırılırken kullanılan adezivin, kimyasal olarak sertleşen adeziv olduğu belirtilmiştir. Ayrıca bu çalışmada; kimyasal tutunma sağlayan seramik braketlerin çıkartılma işlemi sırasında büyük çoğunluğunun kopma yeri, mine-yapıştırıcı ara yüzeyinde görülmüştür ve mekanik tutunma gösterenlere göre daha fazla oranda olduğu görülmüştür. Bu da kimyasal olarak tutunan braketlerin adezivle bağlanma dirençlerinin daha yüksek olduğunu desteklemektedir.

Seramik Braketlerin Optik Özellikleri

Seramik braketlerin metal braketlere göre avantajlarından birisi de optik özellikleridir (38). Bu özellik sayesinde seramik granüller büyüdükçe şeffaflık artmakta ancak yapısal dayanıklılığı azalmaktadır. Polikristalin seramik braketler belli bir opaklık dahilinde ışığı yansıtırlar. Monokristalin braketler polikristaline göre daha şeffaftırlar (14).

Ortodontik tedavilerde kullanılan braketler ve kullanım tercihleri hekimin kişisel seçimine bağlıdır. Ancak; seramik braketler çay, kahve gibi dış etkenlerden çabuk etkilenebileceği unutulmamalıdır (39).

Seramik Braketlerin Avantaj ve Dezavantajları

Seramik braketlerin tek avantajı estetik olmalarıdır (40). Diğer taraftan birçok dezavantajları vardır;

1. Metal braketlere kıyasla seramik braketlerde daha fazla kırılma görülmektedir (hem debonding hem de aktif tedavi süresince),
2. Seramik braketler torsiyonel kuvvetlere çok dayanıklı değildir. Ayrıca tedavi boyunca braket yüzeyi üzerinde çentikler oluşmaktadır,
3. Seramik braketler; debonding sırasında mine yüzeylerinde çatlak ve kopma ortaya çıkarabilmektedir,
4. Karşıt dişteki seramik braketin temasından dolayı mine aşınmaları görülmektedir. Bu nedenle, deepbite ve azalmış overjeti olan hastalarda kullanılmamaları tavsiye edilmemektedir,
5. Seramik braketlerde, braket ve ark teli arasındaki fazla sürtünmeye bağlı olarak, ark teli yüzeyinde çentikler oluşabilir,

6. Ortognatik cerrahi vakalarında porselen braket kullanımları, ortaya çıkabilecek braket kırıklarından dolayı risk oluşturmaktadır (39).

2.2.3. Yapıştırıcılar

Günümüzde ortodontik amaçla kullanılan dental reçineler, akrilik ve diakrilat reçineler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Akrilik reçineler, kendi kendine sertleşen akrilik esaslıdır ve metilmetakrilat monomeri ve tozdan oluşmaktadır. Bowen tarafından geliştirilen birçok diakrilat reçine, akrilikle modifiye Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA) esaslı epoksi reçineden oluşur. Bu iki reçine arasındaki temel fark; akrilik reçineler çizgisel polimerler oluştururken, diakrilat reçineler çapraz bağlanma yaparak üç boyutlu ağ örgüsü şeklinde polimerize olabilmektedir. Meydana gelen çapraz bağlanmanın daha güçlü bir yapı oluşturduğu, daha az su absorbe ettiği ve polimerizasyon büzülmesine katkıda bulunduğu bildirilmiştir (41).

Hem akrilik reçineler hem de diakrilat reçineler, organik yapılarına ek olarak erimiş silikat, kristalize kuartz, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, baryum alüminyum florid gibi inorganik maddeler ilave edilebilmektedir. İlave edilen inorganik maddelere göre dolduruculu ve doldurucusuz olarak ikiye ayrılırlar. Bazı kompozit reçineler iri taneli kuartz veya silika cam partikülleri içermektedir. Bu partiküllerin boyutları 3 -20 µm arasında değişmektedir ve materyalin abrazyona direncini arttırmaktadır. Diğer bazı kompozitler ise 0,2 veya 0,3 µm'lik sabit boyutta doldurucu içermektedir. Bu durum, kompozitlerin abrazyona karşı direncini azaltmaktadır. Yüzeyleri daha az pürüzlü olduğu için plak retansiyonunu azalttığı bildirilmiştir (41).

Ortodontik adezivler; polimerizasyonun başlama tipine göre kimyasal, ışıkla, hem kimyasal hem ışıkla ve termal olarak sertleşen reçineler olarak sınıflandırılabilir (41, 42).

2.2.3.1. Işıklı Polimerize Olan Yapıştırıcılar

Bu tek patlı yapıştırıcı sistemleri, keton grubundan benzil veya kamforokinon gibi başlatıcılar ve bir amin indirgen ajanı içerir (41, 42). Bu yapıştırıcılar hızlı polimerizasyonun ve uzun çalışma zamanının gerektiği durumlarda kullanışlıdır.

Amin, polimerizasyonu başlatır ve keton grubundan daha etkilidir. Işıklı elde edilen polimerizasyonun derecesi; ışığın uygulanma süresine, ışıkla polimerizasyon

aktivatörünün konsantrasyonuna bağlıdır. Ayrıca, ışıkla polimerizasyon başlatıcının en fazla emilim yaptığı dalgaboyunda yayılan ışığın yoğunluğu ile doldurucu yoğunluğu gibi birçok faktör polimerizasyon derecesinde etkilidir (41, 42).

2.2.3.2. Kimyasal Olarak Sertleşen Yapıştırıcılar

Kimyasal aktivasyonla ortaya çıkan polimerizasyon süreci; soğuk sertleşme ya da kendiliğinden sertleşme olarak da adlandırılır. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılar; iki pasta sisteminden ya da bir primer ve bir pasta sisteminden oluşurlar. Birinde başlatıcı olarak benzoil peroksit vardır. Diğerinde ise aktivatör olarak aromatik üçüncül amin (N-dimetilipitoluidin) görev alır. Bu iki pastanın sisteminde, pastalar karıştırıldığında amin, benzoil peroksit ile serbest radikaller oluşturmak üzere reaksiyona girer ve böylece polimerizasyon başlar. Bu yapıştırıcılar genelde özel şırınga ya da tüplerde muhafaza edilmektedirler (43) .

Kimyasal sertleşen yapıştırıcılarda primer, asitlenmiş kuru diş yüzeyine ve braket tabanına sürülür, yapıştırıcı pasta ise braket tabanına yerleştirilir. Sonra braket hafif bir kuvvetle dişe bastırılır. İki pasta sistemi kullanılıyorsa primer sisteminde olduğu gibi pastalardan biri asitlenmiş kuru diş yüzeyine, diğeri braket tabanına sürülür ve aynı şekilde bastırılır. Yapıştırıcı pasta ile primerin ya da diğer pastanın teması polimerizasyonu başlatır (16). Braket yapıştırıldıktan sonraki 30-60 sn içinde sertleşme olmaktadır. Ancak yapıştırıcı karıştırılırken karışımda hava kabarcığı kalma olasılığı yüksektir ve bu da yapıyı güçsüzleştirdiği gibi içeride sıkışan oksijen de sertleşme sırasında polimerizasyonu engeller (43). Bu sistemlerde yapıştırıcı içinde ne kadar polimerize olmamış artık monomer kaldığı ve bunun toksisitesi ile ilgili kesin bilgiler bulunmamaktadır. Bu yapıştırıcılarla ilgili hem hastalarda hem de hekimlerde alerjik reaksiyonlar rapor edilmiştir (16). Ayrıca önemli bir diğer problem de çalışma süresinin kısıtlılığıdır. İki pasta birbiri ile karıştırıldıktan sonra sertleşme süreci başlar ve süre üzerinde artık kontrol şansı yoktur.

2.2.3.3. Hem Işık ve Hem Kimyasal Olarak Sertleşen Yapıştırıcılar

Bu kompozitler hem kimyasal hızlandırıcılar hem de fotobaşlatıcılar içerir. Böylece polimerizasyon ışıkla başlayıp kimyasal olarak devam eder. İçeriğinde iki ayrı pasta bulunmaktadır; birinde benzoil peroksit diğerinde ise aromatik üçüncül amin bulunmaktadır. Bunlar, ışığın ulaşmasının zor olduğu bölgelerde kullanılması tercih

edilen bir yapıştırıcı türüdür. Ancak ortodonti pratiğinde çok fazla kullanım alanı yoktur (44).

Yapılan literatür incelemesinde ışıkla (24, 45-53), kimyasal olarak (54-56) ve hem ışıkla hem kimyasal olarak sertleşen (57) yapıştırıcıların kullanıldığı görülmektedir. Bunların yanında bazı örneklerde ışıkla bazı örneklerde ise kimyasal olarak sertleşen (58-61) yapıştırıcıların kullanıldığı görülmüştür.

2.3. Braket Yapıştırma (Bonding)

Ortodontik braketlerin mine üzerine yapışma prosedürü adezyona dayanır. Adezyon iki farklı materyalin birbirine tam olarak temas etmesidir. Bu, kohezyondan farklıdır. Kohezyon tek materyal içindeki benzer atom ya da moleküllerin birbirine olan yapışması olayıdır. Adezyona sebep olan materyal film adesiv olarak adlandırılır. Bu konuda dental materyallerin performansı malzemelerin atomik yapısıyla ilgilidir. Çünkü materyalin seramik, polimerik ya da metalik olmasına bağlı olarak atomik yapısı değişir (62).

Bonding yapmadan önce yüzeyin temiz ve kuru olduğundan emin olunmalıdır. Aksi takdirde adesiv tutunmayacaktır. Temiz ve kuru yüzey, katı materyalin düzgün bondlanmasında önemli rol oynamaktadır (62).

Kompozitin adezyonu için, diş minesini fosforik asit ya da akrilik asit ile pürüzlendirilmelidir. Asit ile pürüzlendirme tekniği, mine yüzeyinde adesivin mikromekanik tutunabilmesi için gereklidir (62).

Ortodontik braketlerin bondingi, klinik teknik olarak 1970'lerden beri kullanılmaktadır. Bonding prosedürü Buonocore tarafından 1955' te geliştirilmiş olup, minenin asit ile pürüzlendirilme esasına dayanır (16). Bonding aşamaları;

1. Temizleme

2. Asitleme

3. Bonding

Dişi pomza ile temizlemek, diş kavrayan organik peliküllerin uzaklaşmasını sağlar. Dişler, su ile yıkandıktan sonra çalışılacak diş kurutulmalı ve izole edilmelidir. Dişler izole edildikten sonra asitlenir ve asitleme süresi olarak 15 ile 30 sn arası önerilir.

Bu süre içinde mine yüzeyinden 3 ile 10 µm kadar tabaka kaldırılır. Dişler kuru ve opak beyaz hale gelince, ince bir tabaka bonding ajanı sürülür. Bu işlemlerden sonra izole edilen dişe braketler yapıştırılır. Fazla olan adesiv braket kenarlarından alınmalıdır (16).

2.3.1. Kullanılan Dişlerin Seçimi

Ortodontik braketlerin tutuculuklarının incelendiği çalışmaların büyük çoğunluğunda insan küçük azı dişleri kullanılmaktadır. Çekimli ortodontik tedavi gerektiren vakalarda sıklıkla küçük azı dişleri çekilmektedir. Bu nedenle yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda bu dişlerin kullanıldığı görülmüştür (24, 32, 45-53, 57, 59, 63-73). Bunun yanında; diğer bazı çalışmalarda insan büyük azı dişleri kullanılmış ancak araştırmacılar kullandıkları dişlerin hangi çeneye ait olduklarını veya hangi büyük azı dişi olduğunu belirtmemişlerdir (3, 17, 74-84). Diğer bazı çalışmalarda ise insan 3. büyük azı dişlerinin kullanıldığı görülmüştür (61, 85-88). Ayrıca insan kesici dişlerinin de yaygın olarak kullanıldığı görülmüştür. (88-90). Bazı araştırmacılar sığır ve insan dişlerinin mine yapılarının benzer olmasına dayanarak (91), sığır kesici dişlerinin kullanılabilirliğini belirtmişlerdir (54, 58, 92-96). Bazı çalışmalar ise braketlerin diş yüzeyi yerine porselen (56, 97), amalgam (98, 99) veya kompozit (100, 101) gibi yüzeylere yapıştırılmasıyla bunların farklı yüzeylerdeki tutuculuklarını incelemişlerdir.

2.3.2. Kullanılan Dişlerin Saklama Koşulları

Araştırmada kullanılan dişlerin braketlerin yapıştırılmasından önce ve braketlerin yapıştırılmasından deney aşamasına kadar geçen sürede fiziksel ve kimyasal olarak bozulmadan saklanabilmesi gerekmektedir. Ancak, insan ya da hayvan dişlerinin ideal saklama koşulları hakkında yaygın olarak kabul gören bir yöntem bulunmamaktadır. Bazı çalışmalarda araştırmacılar kullandıkları çekilmiş dişleri distile suyun içerisine %0,1 oranında ekledikleri timol solüsyonunda saklarken (24, 45, 53, 54, 57, 63, 65, 82, 93, 102, 103); Scougall-Vilchis ve arkadaşları (50), kullandıkları küçük azı dişlerini %0,2'lik timol solüsyonunda beklettiklerini bildirmişlerdir. Elvebak ve arkadaşları (104) ile Gronberg ve arkadaşları (105), çalışmalarında kullandıkları sığır kesici dişlerini %0,5'lik Kloramin T solüsyonu içerisinde dezenfekte ettikten sonra içerisinde timol kristalleri bulunan deiyonize suda bekletmişlerdir. Bunun yanında çekilmiş küçük azı dişlerini %0,5'lik Kloramin T solüsyonu içerisinde (61, 74, 81, 85-87, 106-108), distile suda (32, 47, 49, 109, 110), çeşme suyunda (46, 59), serum fizyolojik solüsyon içerisinde ya da alkolde sakladıklarını belirten araştırmacılar da bulunmaktadır.

2.3.3. Yapıştırma İşlemi Öncesi Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Ortodontik braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılmasından önce diş yüzeylerindeki organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması önemli bir aşamadır. Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda, ağızda profilaksi uygulamalarına benzer şekilde florid içermeyen pomza veya cila patları kullanılmıştır. Düşük devirli mikromotorların ucuna takılan kıl fırça veya lastik disk yardımıyla diş yüzeylerinin temizlendiği görülmüştür (47, 57, 59, 86-88, 93). Bulut ve arkadaşları (63), yaptıkları çalışmada çekilmiş küçük azı dişlerini florid içermeyen pomza kullanarak yavaş dönen aletlerle 5 saniye boyunca fırçaladıktan sonra yıkayıp kuruturken; diğer bazı çalışmalarda dişlerin florid içermeyen pomza ve lastik cila frezleri kullanarak 10 saniye boyunca temizlendiği ve suyla yıkanıp yağsız hava ile kurutulduğu bildirilmiştir (50, 53, 65, 74). D'Attilio ve arkadaşları, çalışmalarında küçük azı dişlerini florid içermeyen pomzayla 15 saniye boyunca cilalamış ve ardından yıkayıp kurutmuşlardır (45). Aynı şekilde Bishara ve arkadaşları, çalışmalarında kullandıkları insan dişlerini 15 saniye boyunca lastik cila frezi ile cilaladıktan sonra yıkamış ve kurutmuşlardır (111). Tavares ve arkadaşları, çekilmiş küçük azı dişlerini 15 saniye boyunca kıl fırça ile cilaladıktan sonra 10 saniye boyunca yıkamış ve kurutmuşlardır (112). Bordeaux ve arkadaşları çalışmalarında sığır kesici dişlerini 20 saniye boyunca florlu pomza ile cilalamış, 30 saniye boyunca yıkamış ve 15 saniye boyunca kurutmuşlardır (54). Malkoç ve arkadaşları, çalışmalarında kullandıkları dişleri 1 dakika boyunca düşük devirli mikromotor yardımıyla cila patı ve fırça kullanarak cilalamışlardır (113). Bazı çalışmalarda ise braketlerin yapıştırılacağı dişlerin yüzey özelliklerindeki farklılıkların standardize edilmesi amacıyla diş minelerinde aşındırma yapıldığı belirtilmiştir. Bu aşındırmaların, özellikle küçük azı dişlerinin kullanıldığı çalışmalarda vestibül yüzey konveksitelerindeki uyumsuzluğun azaltılması için yapıldığı belirtilmiştir (114). Araştırmacılar bu aşındırmaların mine yüzeyiyle sınırlı kaldığını belirtmişlerdir. Eliades ve arkadaşlarının seramik braketlerin mineye bağlanmasını inceledikleri çalışmalarında, kesici dişlerin mine yüzeyleri 600 gritli silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak düzleştirilmiş ve ardından florid içermeyen pomza ile cilalanmışlardır (115). Gronberg ve arkadaşlarının çalışmasında, dentin açığa çıkarılmayacak şekilde mine yüzeyi 600 gritlik silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak zımparalanmış ve ardından florid içermeyen pomza ve lastik cila frezi ile 10 saniye boyunca cilalanıp, 10 saniye boyunca suyla yıkanmış ve 5 saniye kurutulmuştur (105). Harris ve arkadaşlarının çalışmasında da, düz mine yüzeyi elde

etmek amacıyla dişler öncelikle 200 gritlik ardından 600 gritlik silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak sulu ortamda düzleştirilmiştir (64). Britton ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, 600 gritlik silikon karbid disklerle sulu ortamda mine yüzeyi düzleştirilmiş ve ardından dişler florlu pomza ile cilalanıp durulanmış ve kurutulmuştur (32). Cacciafesta ve arkadaşlarının çalışmasında ise dişler 350 gritlik silikon karbid zımpara kullanılarak sulu ortamda 5 dakika boyunca düzleştirilerek floridsiz cila patıyla lastik cila frezi kullanılarak cilalanmıştır. Ardından dişler suyla yıkanmış ve kurutulmuştur (116).

Yukarıda bahsedilen literatür incelemelerinde, yapıştırma öncesi diş yüzeylerinin hazırlanmasında küçük farklılıklarla birbirine benzer yöntemler kullanıldığı görülmüştür.

2.4. Debonding (Braket Sökümü)

2.4.1. Metal Braketler İçin Debonding Prosedürü

Braket sökümü için genel düşünce, braketleri kanatlarından sıkarak tabanından gevşetmek ve dişten uzaklaştırmaktır (117, 118). Adesiv kopması braket, adesiv ve minenin herhangi bir arayüzeyinde ya da farklı bölgelerde olabilir (94, 119-122). Adesivin kopma yerlerini; bonding prosedürü, bonding materyali ve braketi sökmek için kullanılan el aletleri etkilemektedir (123, 124).

Heravi ve arkadaşları; ligatür cutter, tek taraflı braket sökücü pens ve çift taraflı braket sökücü pens olmak üzere 3 farklı debonding pensi kullanmışlardır. Tüm metotlarda braket tabanı-adesiv arasında adesivde kopmalar meydana gelmiş ve mine çatlakları artmıştır. Buna bakılarak mineye olan zararı azaltıcı debonding tekniklerinin araştırılması gerektiği ifade edilmiştir (125).

2.4.2. Seramik Braketler İçin Debonding Prosedürü

Seramik braketlerin yüksek bağlanım kuvvetlerine sahip olması braket ya da mine kırığına neden olabilmektedir (9). Sonuç olarak, üreticiler, klinisyenler ve araştırmacılar seramik braketlere özel debonding tekniklerine yönelmişlerdir. Bunlar; mekanik, ultrasonik, elektrotermal ve lazer debonding yöntemleridir (9).

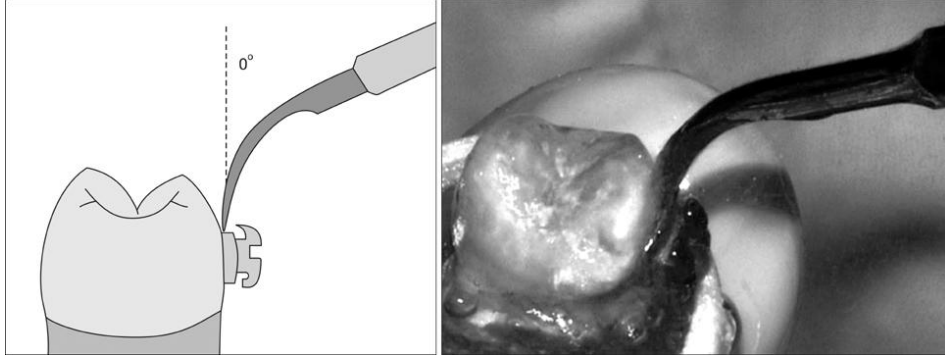
2.4.2.1. Mekanik Debonding

Seramik braketlerin mekanik debonding prosedürlerinde, mobil ve hassas olan dişlere ağır kopma kuvvetleri uygulanmaktaydı. Bu şekilde yapılan braket sökümlelerinde ani braket kırılmasıyla birlikte, mine çatlağı ya da kopma ihtimali olduğu bildirilmiştir (14, 25).

Son zamanlarda seramik braketler için kullanılan en popüler mekanik debonding tekniğı, pensin uç kısımlarını mineye yakın bölgede adesivin içine yerleştirerek uygulanan tekniktir (119, 126). Genel olarak, in-vitro koparma testlerinde braketin bir kenarına kuvvet uygulanmaktadır (14, 127). Son zamanlarda, klinik ortamı taklit etmek ve braket-adesiv yüzeyi arasına uygulanan debonding kuvvetini ölçebilmek için yeni çalışmalar yapılmaktadır (128). Kuvveti braketin iki yüzeyine birden uygulamanın adesivdeki çatlakları arttırdığı görülmüştür. Bu şekilde uygulanan kuvvet, adezive ait saf kopma kuvvetiyle kıyaslanıldığında 1/3 oranında daha az olduğu saptanmıştır. Bu ise anlamlı bir debonding kuvvet azalmasıdır. Bu şekilde yapılan debondinglerde mine yüzeyine gelen stres azalmakta ve dolayısıyla çatlak oluşma riski de azalmış olmaktadır (129, 130).

2.4.2.2. Ultrasonik Debonding

Ultrasonik teknik, braket ile mine arasındaki adesivi aşındırarak braket sökümü esasına dayanır (129, 130). Bu yöntemde, uygulanan kuvvet konvansiyonel yöntemin gerektirdiğı kuvvetten daha azdır. Fakat; konvansiyonel yöntemle braket 1sn ile 5 sn arasında sökülürken, ultrasonik yöntem ile 30 ile 60 sn arasında sökülmektedir. Bununla birlikte ultrasonik uçlar çok çabuk aşınır. Bu aşınma, uçların titreşirken seramik yüzeye sürtünmesinden kaynaklanır (39, 131). Ayrıca bu şekilde minenin aşınma riski de olabilir. Sonuç olarak ultrasonik teknik klinik olarak çok tavsiye edilmemektedir (Şekil 2-5).



Şekil 2-5. Ultrasonik teknik ile debonding (132)

2.4.2.3. Elektrotermal Debonding

Elektrotermal debonding el aletleri çoğunlukla şarj edilebilir, kablosuz ve brakete yakın yüzeye ısı vererek uygulanır. Bu yöntemle, brakete yapışık olan adeziv ısıyla yumuşatılır ve böylece debonding yapılır (39, 131, 133). Bu metot etkili ve hızlıdır. Tek dezavantajı yüksek ısı oluşturması, pulpaya ve mukozaya zarar verme ihtimalinin bulunmasıdır (131) (Şekil 2-6).



Şekil 2-6. Elektrotermal teknik ile debonding (134)

Elektrotermal debondingin uzun ve kısa dönem etkileri, hastaların hissettikleri ağrıya göre değerlendirilmiştir (133). Crispin çalışmasında, ortodontik amaçla çekilmesi planlanan 47 premolar diş monokristalin braket yapıştırmışlar ve sonra elektrotermal debonding yapmışlardır. Çalışmalarında 17 premolar diş kontrol grubu olarak

braketlemeden bırakılmıştır (40). Hastalar debonding süresinde hissettikleri termal değişiklikler açısından sorgulanmıştır. Dişler 1 ya da 4 hafta sonra debonding sonrası hemen çekilmiş ve histolojik olarak incelenmiştir. 1 hafta sonunda predominant inflamatuvar lenfositlerde pulpal nekroz görülmemiştir. 4 hafta sonra çekilen dişlerin histolojik sonuçlarında ise, kronik enflamasyonun zamanla azaldığı gözlenmiştir. Bu da hasarlı bölgelerin iyileştiğini göstermektedir. Histolojik incelemeler göstermiştir ki, pulpal hasar çoğunlukla geri dönüşümlü olmaktadır. Klinik olarak ise hastalar minimum düzeyde rahatsızlık hissetmişlerdir (40).

Premolar dişler ortalama 3.6 mm dentin kalınlığına sahiptir ve bu kalınlık pulpayı korumakta yeterlidir. Keser dişler daha az dentin kalınlığına sahiptir. Crispine göre, maksiller kesicinin labial orta üçlüsü, premolarların sahip olduğu dentin kalınlığının %64'üne sahipken, mandibuler kesiciler premolarların dentin kalınlığının %51'ine sahiptir. Premolar örneklerindeki pulpal değişiklikler kabul edilebilir düzeyde olmasına rağmen kesici dişler üzerinde daha fazla araştırma yapılmalıdır (40).

2.4.2.4. Lazer

LASER, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin ilk harflerinden oluşan bir kelimedir ve radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelir. Dental lazerin kullanılması, 1963 yılında başlamış ve lazerin sert dokular ve restoratif materyaller üzerindeki ısısal etkilerine yoğunlaşmıştır. Yapılan çalışmalarda lazerin minde çukurcuklar oluşturduğu ve dentine penetre olarak yanma oluşturduğu gözlemlenmiştir (135, 136). Daha sonra yapılan çalışmalarda ise, minenin asit penetrasyonuna karşı direncinde artış meydana getirdiği ve bunun da çürükleri önlemeye yardımcı olabileceği gözlemlenmiştir (137-139).

İlk kez 1960 yılında 694 µm dalgaboyuna sahip Ruby lazer, Maiman tarafından kullanılmaya başlanmıştır. Bundan 1 sene sonra, Snitzer tarafından Neodimyum lazer geliştirilmiştir (64, 140, 141).

1970'lerin sonunda tıpta yumuşak doku işlemlerinde lazer kullanılmasıyla, 1980'lerin başında diş hekimliğinde çene cerrahları yumuşak doku girişimlerinde lazer kullanmaya başlamışlardır. Lazerler o günden bugüne çeşitli tedaviler için kullanılmış ve kullanılmaktadır (64, 140, 141).

Işık

Işık dalgalar halinde hareket eden ve partikül olarak açığa çıkan enerji biçimidir. Bu enerjinin temel birimi fotondur. Işık dalgalarının genlik ve dalga boyu olmak üzere iki önemli özelliği vardır (142).

Işık dalgalarının genliği, dalga titreşiminin X eksenine göre tepe noktasına kadar olan dikey yüksekliğidir. Dalganın birim zamanda tekrarlanma sayısına frekans denir ve frekans arttıkça ışık dalgalarının enerjisi de artar; bu enerjinin birimi Joule'dür (1Joule=1000 mJoule). Ancak diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin enerjisi milijoule seviyesindedir (142).

Işığın dalga boyu, ışığın yayılma sırasında aynı özellikteki iki nokta arasında oluşturduğu mesafedir. Örneğin; aynı özellikteki iki tepe noktası arasındaki mesafe dalga boyu kadardır. Fotonun bu özelliği, lazer ışınının kullanılacak bölgeye ulaştırılması ve dokuda oluşturacağı tepki bakımından önemlidir. Dalgaboyunun birimi metredir. Diş hekimliğinde kullanılan lazer ışınlarının dalga boyu nanometre (10^9 m) ya da mikrometre (10^{-6} m) olarak değerlendirilmektedir. Frekans, dalgaboyuyla ters orantılıdır (142). Lazer ışığının gün ışığından farkı, monokromatik özellikte olmasıdır. Yani, lazer ışınları tek renkli olarak yayılmaktadır (142).

Amplifikasyon

Lazer cihazının içinde meydana gelen olaydır. Lazer cihazının tam ortasında optik kavite olarak adlandırılan kimyasal element ya da moleküller içeren bileşikler bulunur. Lazerler bu aktif ortamdaki maddeye göre adlandırılır. Buradaki madde gaz ya da kristal veya katı halde yarı iletken olabilir. Diş hekimliğinde, aktif ortamı gazdan oluşan CO₂ ve Argon lazerler kullanılmaktadır (142).

Diğer lazerlerde ise aktif ortam galyum, alüminyum, indiyum gibi metallerin birkaç tabakasından oluşturulan katı haldeki yarı iletken plakalar oluşturmaktadır. Bu çekirdeğin etrafında uyarıcı bir kaynak bulunur. Uyarıcı kaynak, elektrik devresi veya elektrik bobini olabilir ve enerjiyi aktif ortama pompalar. Optik kavitenin iki ucunda birbirine paralel aynalar, oluşan ışının hizalanıp paralel hale getirilmesini ve uyarılmasını sağlar. Soğutma sistemi ve odaklayıcı lensler, cihazın farklı mekanik kısımlarını oluşturmaktadır (142).

Emisyonun Uyarılması

Einstein'ın 1916 yılındaki varsayımına göre; uyarılmış emisyon, pompa mekanizması vasıtasıyla aktif ortam içerisinde meydana gelir. Enerjinin en küçük parçası olan kuantumun, bir atom veya molekülün elektronları tarafından absorbe edilmesiyle kısa süreli bir uyarılma meydana gelir ve serbest kalan bir kuantum oluşur. Bu oluşuma uyarılmış emisyon denir. Doğru enerji seviyesindeki bir foton uyarılmış bir atomun elektromagnetik alanına girdiğinde yükleyen foton uyarılan elektronun bir alt enerji seviyesine düşmesine sebep olur. Bunu enerjinin ikinci bir foton, olarak serbest kalması takip eder. İlk foton absorbe olmamıştır ancak, başka bir uyarılmış atom ile çarpışmaya devam eder (142).

Uyarılmış emisyon, sadece yükleyen foton -serbest kalan foton ile aynı enerji düzeyine sahipse meydana gelir. Uyarılmış emisyon, aynı yöne doğru hareket eden ve birbiriyle aynı dalgaboyuna sahip iki fotonla sonuçlanır. Bir fotonun bir atomla spontan emisyonu, ikinci bir atomdaki ikinci bir fotonun oluşumunu stimüle eder. Bu iki foton iki fotonun daha serbest kalmasını tetikler. Bu dört foton da sekiz fotonun, sekiz foton onaltı fotonun serbest kalmasını sağlar ve bu olay bu şekilde devam eder. Bu foton zincir reaksiyonu, küçük bir boşlukta ve ışık hızında monokromatik ve eş fazlı (koherent), yoğun bir ışık oluşumunu sağlar (142).

Radyasyon

Tüm dental lazerler 500 nm ile 10.600 nm arasındaki dalga boyunda emisyon yapar. Dental lazerler, elektromagnetik spektrumun görünür ya da görünmez iyonize olmayan kısmının içindedir. Lazer cihazı tarafından oluşturulan ışık dalgaları, radyasyonun veya elektromagnetik enerjinin özel bir çeşididir. Elektromagnetik spektrum, dalga boyu 10-12 metre olan gamma ışınlarından, dalga boyu binlerce metreyi bulan radyo dalgalarına kadar geniş bir alanı kapsar. 300 nanometre'nin altındaki çok kısa dalgaboyundaki lazerlere iyonize lazerler denmektedir. Kısa dalga boyu, yüksek foton momentumu anlamına gelmektedir ve yüksek foton enerjisine sahip lazerler biyolojik dokulara derinlemesine nüfus edebilmektedir. 300 nm'den daha büyük dalgaboyundaki lazerler düşük foton enerjisine sahiptir ve uygulandıkları dokuda ısınma ve uyarılmaya sebep olurlar. İyonize radyasyon DNA'da geri dönüşümsüz mutasyonlara sebep olabilir. Tüm dental lazerler ya görünür dalgaboyunda ya da görünmez kızılötesi dalga boyunda iyonize olmayan termal radyasyon emisyonu yapar (142).

2.5. Ortodontide Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde lazer sistemleri geniş bir alana sahiptir (143). Önemli olan hangi tip lazerin hangi vakada kullanılacağına iyi belirlenmesidir. Lazerler; aktif ortamlarına, dalgaboylarına, dağıtım sistemlerine, emisyon modlarına, doku emilimlerine ve klinik uygulamalarına göre adlandırılabilir. Diş hekimliğinde, yumuşak doku cerrahi işlemlerinde ve aftöz lezyonların tedavisinde kullanılan argon, diyot ve Nd:YAG gibi lazerler ve sert doku işlemlerinde kullanılan Erbium (Er:YAG), Er,Cr:YSGG ve CO₂ gibi lazerler kullanılmaktadır (144) .

2.5.1. Er,Cr:YSGG Lazer

Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet) lazerler 2780 nm dalgaboyuna sahiptir ve aktif ortamında, katı haldeki itriyum skandiyum galyum garnet kristaline eklenen erbiyum ve krom bulunmaktadır. Er:YAG lazerlerin dalgaboyu ise 2940 nm'dir ve aktif ortamında, katı haldeki itriyum alüminyum garnet kristaline eklenen erbiyum bulunmaktadır. Her iki dalgaboyu da elektromagnetik spektrumun görünmez ve iyonize olmayan, orta kızılötesi bölümünün başlangıcında bulunur (144).

2.5.2. Er:YAG Lazer

Er:YAG (Erbium-doped yttrium aluminum garnet) lazerler, 1988' ten beri kavite preperasyonunda kullanılmaktadır (145, 146). Er:YAG lazerin emisyon dalga boyu 2.6-3 µm arasında değişmektedir. Dental doku içerisinde bulunan OH⁻ iyonu ve su molekülleri lazeri maksimum derecede absorbe etmektedir (147). 2.904 µm emisyonlu dalga boyuna sahip olan Er:YAG lazerler su içeren bütün doku ve sert cisimler tarafından iyi absorbe edilmektedir (145, 148). Hidroksiapatit içindeki OH⁻ iyonları ve su moleküllerini iyi absorbe edebildiğinden, dental sert dokuları kaldırmada etkin bir seçenek olmaktadır. Dental doku kaldırıldığında lazer enerjisi su molekülleri tarafından emilerek su moleküllerinin buharlaşmasına ve dolayısıyla minenin yapısını değiştirecek şekilde internal basınca ve su moleküllerinin genişleyerek patlamasına sebep olur (149, 150). Debonding işleminde Er:YAG lazer ışığı , su molekülü ya da rezidüel monomer içeren rezin tarafından emilir (151).

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin dalga boyundaki lazer ışınları, cam moleküllerinde kolaylıkla iletilemediğinden fiberoptik kablo ile dağıtılmaktadır.

Kullanılan fiberin çapı geniştir ve hava ile soğutulması gerekmektedir. Kullanılan el aleti ve küçük çaptaki cam uç, lazer enerjisini 0,5 µm gibi küçük bir cerrahi boyuta odaklayabilmektedir. Diş hekimliği işlemlerinde, hava ve su soğutmasına gerek duyulmaktadır. Her iki dalgaboyunun da su ve hidroksiapatit tarafından emilimi çok yüksektir. Lazer enerjisi apatit kristalindeki hidroksil grubuyla ve dişin kristal yapılarının içerisindeki suyla birleşir. Mineral yapıların içerisindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim artışına yol açar ve bu hacim artışı çevre dokularda patlamalara sebep olur (144).

Er:YAG lazer ile diş çürüklerinin temizlenmesi, diş kesimi, yapıştırıcıların mine yüzeyine adezyonunun arttırılması, pulpal dokular ve dentinin kaldırılması gibi işlemler rahatlıkla yapılabilmektedir. Diş sert dokularının ablasyonu sırasında su soğutması altında çalışılması gereklidir. Dişetine yakın çürük lezyonları tedavi edilebilmekte ve yumuşak dokuya şekil verilebilmektedir (144).

2.5.2.1. Er:YAG Lazer ile Debonding

Bonding rezinini zayıflatan her işlem, debondingi kolaylaştırır. Lazer ile yapılan debonding, rezinin termal yumuşaması, termal ablasyon ve fotoablasyon ile gerçekleşir.

Düşük dozlarda lazer enerjisi sonucu oluşan termal yumuşama, bonding ajanını yumuşayana kadar ısıtır ve braketler diş üzerinden kayarak debonding gerçekleşir. Isınma direk olarak rezinin içinde gerçekleşebileceği gibi, diş ya da braket içinde de olabilir. Bu komponentlerin lazer enerjisini nasıl absorbe ettiği ile alakalıdır (151).

Termal ablasyon, enerji birikimi olduğunda, rezinin ısı, füzyon ve buharlaşma aralığında debonding öncesi artmaktadır. Bu olay termal yumuşama olarak adlandırılır (151).

Fotoablasyon ise; yüksek enerjide lazer ışığı materyalle temas ettiğinde gerçekleşir. Yüksek enerjili puls absorbe olduğunda, spesifik atom ya da molekül içerisinde biriken enerji miktarı, termal yumuşama zamanını aşabilir (151). Lazer uygulanması sırasında bonding-rezin arasındaki bağlanmanın ayrışması, enerji seviyelerinin artmasına bağlı olarak materyalin yapısının bozulması ile ortaya çıkmaktadır (152).

Termal ablasyon ve fotoablasyon mekanizması arasındaki farkının anlaşılabilmesinin en önemli göstergesi, braketin dişten nasıl ayrıldığıdır. Termal yumuşamada braket yer çekiminin etkisiyle diş üzerinden kayarken, ablyasyonda braket savrulurak çıkar (152). Eğer lazer enerjisi fotoablasyona neden olacak kadar güçlüyse, debonding için tek pulse yeterli olacaktır. Uçucu materyaller içeren rezinler, termal ablyasyonla daha kolay debond olabilmektedir (152). Debonding işleminde lazer prosedürü, zaman ve ısı uygulanması açısından hassastır. Bu nedenle dişe aktarılan ısı miktarı daha iyi kontrol edilebilmektedir (133).

Nalbantgil ve arkadaşları, pulpal ısıyı ve bağlanım dayanıklılığını değerlendirdikleri çalışmalarında, 60 adet çekilmiş insan premolar dişi üzerinde, 60 adet polikristalin seramik braketi (Transcend, 3M Unitek, Monrovia, USA) yapıştırmışlardır. Çalışmalarında 20'şer diş olmak üzere 3 grup oluşturmuşlardır. Gruplardan iki tanesinde braket sökümünü Er:YAG lazer ile yapmışlardır. Diğer kontrol grubuna lazer uygulamamışlardır. Er:YAG lazer ile braket sökümü yaptıkları 2 gruptan 1'inde sulu, diğerinde susuz lazer uygulamışlardır. Dokuz saniye boyunca 1mm çaplı uç ile braket yüzeyine, 2940 nm dalgaboyunda, 5W gücünde Er:YAG lazer (DEKA Smart 2940 D Plus, VersaWave, Fremont, USA) uygulamışlardır. Lazer ışını uygulandıktan 45 sn sonra braket sökümü yapılmıştır. Bağlanım dayanıklılığı Instron marka cihazda ölçülmüştür. Sulu ve susuz çalışılan gruplar arasında bağlanım dayanıklılığı açısından anlamlı fark çıkmamıştır. Kontrol grubu ile lazer grupları arasında anlamlı fark bulunmuştur. Fakat sonuçlarında pulpal ısı değerlerine göre, sulu çalışılan grup için daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir (153).

Öztoprak ve arkadaşları, seramik braket sökümünde Er:YAG lazer ile yeni tarama metodu öne sürmüşlerdir. 60 adet mandibuler kesici dişe polikristalin braket (Transcend series 6000, 3M Unitek, Monrovia, Calif) yapıştırarak yaptıkları çalışmalarını, lazer uygulanan ve uygulanmayan olarak 2 gruba ayırmışlardır. Çalışma grubuna 2940 nm dalgaboyunda ve 4.2 W gücünde Er:YAG (DEKA Smart 2940 D Plus, VersaWave, Fremont, Calif) lazer uygulanmıştır. Er:YAG lazer, braket yüzeyine ve slotuna paralel tutularak, braketin distal kanadından başlayarak horizontal hareketlerle 9 sn boyunca uygulanmıştır.

Braket sökümleri yapıldıktan sonra mine yüzeyinde kalan adeziv miktarları değerlendirilmiş ve çoğu örnekte adeivin mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Yani

mine hasarı oluşturma riski çok düşük olduğu belirtilmiştir. Bağlanım dayanıklılığı testi sonuçları değerlendirildiğinde, Er:YAG lazerin braket sökümünde güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır (8).

Nalbantgil ve arkadaşları, buldukları yeni tarama metoduyla, pulpal hasar oluşturmada seramik braket sökümü için gereken lazerleme süresini araştırmışlardır. Çalışma iki bölüme ayrılmıştır. İlk bölümde uygulama süresi değerlendirilirken, ikinci bölümde pulpal hasar değerlendirilmiştir. Araştırmada 80 adet mandibular kesici polikristalin seramik braket (Transcend series 6000, 3M Unitek, Monrovia, CA) 4 gruba ayrılarak kullanılmıştır. Oluşturulan 4 gruptan 3 adet çalışma grubuna lazer uygulanmış, kontrol grubuna lazer uygulanmamıştır. Üç çalışma grubun; 3sn, 6sn ve 9sn olmak üzere lazer uygulaması yapılmıştır. Kullanılan Er:YAG lazerle (VersaWave, HoyaConbio, Fremont, CA, USA), 4.2W gücünde, 2940nm dalgaboyunda sulu modda, 30 Hz frekansında 140 mJ olarak çalışılmıştır. Lazer, braket slotuna dik olacak şekilde ve braketin 2 mm üstünden uygulanmıştır. Horizontal olarak yapılan lazer taraması braketin distal kanadından başlayarak, 3 sn, 6 sn ve 9 sn uygulanmıştır. Daha sonra örnekler bağlanım dayanıklılığı testi için lazer uygulandıktan 45 sn sonra sökülüştür. Braket sökümü sırasında oluşan kuvvetler ve ARI (Adhesive Reminant Index) skoru ile değerlendirilmiştir. Bulgu ve sonuçlarında, en güvenli lazer uygulama süresinin 6sn olduğunu belirtmişlerdir (154).

Çalışmanın ikinci bölümünde, 30 tane çekilmiş premolar dişin 3sn, 6sn ve 9sn Er:YAG lazer uygulayarak, en güvenilir ve dişe zarar vermeyecek uygulama süresini araştırmışlardır. Çalışma sonuçları, polikristalin seramik braketlerde uygulanan lazerleme süresi arttıkça pulpada oluşan sıcaklığın arttığını göstermiştir. Bu sonuçlara göre braket sökümü için mineye ve pulpaya zarar vermeyecek en güvenli zaman diliminin 6sn olarak değerlendirmişlerdir (154).

Tozlu ve arkadaşları, 100 tane premolar çekilmiş diş ve polikristalin braket (Transcend series 6000, 3M Unitek, Monrovia, CA) kullandıkları çalışmalarında, braket sökümü sırasında seramik braketlere uygulanan lazer uygulama süresinin, bağlanım dayanıklılığına etkisini araştırmışlardır. Araştırma 4 çalışma ve 1 kontrol grubundan oluşmuştur. Çalışma gruplarına lazer uygulandıktan sonra 1sn, 18sn, 30sn ve 60sn sonrasında Instron Universal cihazında porselen braketlerin sökümü yapılmış ve bağlanım dayanıklılıkları değerlendirilmiştir. 2940 nm dalgaboyunda ve 5W gücündeki

Er:YAG lazer, 6sn boyunca brakete yatay yönde paralel olacak şekilde uygulanmıştır. Kontrol grubuna lazer uygulanmamıştır. Sonrasında belirtilen zaman aralıklarına uyularak braket sökümü yapılmıştır. Araştırma sonuçlara göre, kontrol grubunun bağlanım kuvvetleri diğer tüm lazer gruplarından anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Lazer grupları ise kendi içerisinde değişik sonuçlar vermiş ve lazer uyguladıktan sonra geçen süre arttıkça braketin adesive bağlanımının daha da arttığı bildirilmiştir. Bu bağlanma artışı, ısınmış adesivin zaman geçtikçe soğuması ile ilişkilendirilmiş ve debonding işleminde yüksek kuvvet uygulayarak braket sökümü yapılması gerekebileceğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak lazer uygulandıktan sonra çok fazla beklemeden braket sökümü yapılması gerektiğini vurgulamışlardır (155).

Mundethu ve arkadaşları, 20 adet çekilmiş 3. Molar dişleri kullanarak, Er:YAG lazerin seramik braket debondingi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Braket sökümü için uygun parametreleri belirleyebilmek için öncesinde pilot çalışma yapmışlardır. 2.94 µm dalgaboyu, 600 mJ, 2 Hz ve 800 µs değerlerinde Er:YAG lazeri (Fidelis Plus;Fotona, Slovenia), hava ve su olmadan uygulamışlardır. Çalışmalarında şeffaf ve ışığı iyi geçiren Damon Clear (Ormco, USA) braket sistemini tercih etmişlerdir. Er:YAG lazer ile braket sökümü sonrası mine yüzeyinde kalan adesiv miktarını değerlendirmişler ve tüm örneklerde ARI skorunu 3 olarak bulmuşlardır. Çalışmalarının devamında, Er:YAG lazerin adesiv içerisinde ne kadar ilerlediğini görebilmek için SEM görüntüleri almışlardır. Yapılan SEM analizinde, 500 µm kalınlığa sahip adesiv içerisinde, lazer ışınının 100 µm kadar ilerlediği görülmüştür. Sonuç olarak, Er:YAG lazerin seramik braketlerin sökümünde mineye zarar vermeyen ve günlük kullanılabilir güvenli bir sistem olduğunu belirtmişlerdir (156).

2.5.2.2. Er:YAG Lazer Uygulama El Aletleri

Kontakt el aleti: 90° derece açılı safir uç takılarak Er:YAG lazer uygulamalarında kullanılmaktadır (Şekil 2-7). Hava-su sprey bölümü uç kısmına entegredir. Bu el aleti için özel tasarlanan çeşitli uç seçenekleri bulunmaktadır. Bu uçların uzunluk, kalınlık ve şekilleri farklıdır. İşlem sırasında uç, doku ile temasta veya dokunun çok yakınında tutulur. Uçların kırılğan ve pahalı olması dezavantaj olarak söylenebilir.



Şekil 2-7.Lightwalker kontakt Er:YAG lazer el aleti

Non-Kontakt el aleti: Uçsuz (non-contact) olarak adlandırılan bu el aleti, 90° açılı bir formu bulunmakta ve Er:YAG lazer uygulamalarında kullanılmaktadır (Şekil 2.8). Odak noktasında spot büyüklüğü 0.9 mm ve uç kısmında hava-su sprej bölümü bulunmaktadır. Uç kısmındaki safir lensi ışının tek odakta toplanmasını sağlamaktadır. Spot noktasının işlem göreceğ bölgede olmasına ayrıca önem gösterilmelidir.



Şekil 2-8.Lightwalker nonkontakt Er:YAG lazer el aleti

Dijital olarak kontrol edilebilen el aleti-X-Runner: Er:YAG lazerin non – kontak el aletine benzemektedir. X-Runner lazer (Şekil 2.9) aşağıda belirtilen özelliklere göre ayarlanabilmekte ve fonksiyon görmektedir;

- Tedavi alanının şekli (dairesel, dikdörtgen veya altıgen)
- Tedavi alanının büyüklüğü (dikdörtgenin genişliği ve yüksekliği ile daire ve altıgenin çapı)
- Tarama sayısı (istenen ablyasyon derinliğine ulaşabilmek için)
- Taramalar arasında bekleme süresi



Şekil 2-9. Dijital kontrol edilebilen X-Runner (157)

Enerji, frekans, mod ve hava/su oranları gibi geleneksel lazer sistemlerinde bulunan özellikler dijital ekran aracılığı ile ayarlanabilmektedir. Dikdörtgen şeklin kenarlarından biri azaltılarak lazer aleti hareket ettirilmeden, endodontik cerrahilerde kök ucunda veya yumuşak dokuda düz bir kesi yapılabilir.

2.6. Lazer ile Debonding Sırasındaki Pulpal Isı Artışı

2.6.1. Lazer Enerjisi ve Doku Isısı

Lazer enerjisi absorbe edildiğinde ışık enerjisi ısıya dönüştürülür. Lazer enerjisinin dokuda oluşturduğu ısı, doku ve hücre içi su ısısının artış seviyesine göre değişmektedir. Lazerin emisyon modu, güç yoğunluğu ve ışının temas süresi gibi faktörler ısı oluşumunda önemli rol oynar (142).

Lazerin dokuda yarattığı etkilerden biri fototermal etkidir. Fototermal etki, dokular tarafından absorbe edilen ışık enerjisinin ısıya dönüşümüyle oluşur. Cerrahi insizyon ve eksizyonun hassasiyetle ve kanama olmadan yapılabilmesi fototermal etkinin bir sonucudur. Lazerler, kompozit reçinenin polimerizasyonu veya periodontal ceplerin ve endodontik kök kanallarının dezenfeksiyonu için bazı ışığa duyarlı bileşiklerdeki kimyasal bağları kırarak serbest oksijen radikallerinin ortaya çıkarılması gibi kimyasal reaksiyonları uyarabilmektedirler. Bu lazerlerin fotokimyasal etkisidir (142).

Fotoablasyon, lazer ışınının yüksek foton enerjisi ile hedef dokudaki atomik ve moleküler bağları koparmasıdır (142).

Fotodisrupsiyon, yüksek enerjili lazerlerin, ikincil bir şok dalgası oluşturarak dokuyu mekanik olarak yıpratmasıdır (142).

Lazerler, hızlı yara iyileşmesinin stimülasyonu, ağrının azaltılması, anti-enflamatuar etki sağlanması ve kollajen doku gelişimde artış gibi cerrahi olmayan alanlarda da kullanılmaktadır. Bazı biyolojik pigmentler lazer ışını absorbe ettiğinde floresanslık kazanabilmektedir. Bu özellik, diş çürüklerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Lazer enerjisinin diş sert dokularına çarpmasıyla oluşan şok dalgası dokuyu ezerek aşınmış çukurcuklar meydana getirir. Bu da lazerin fotoakustik etkisine bir örnektir (158-160).

Seramik braketlerin debondinginde lazer kullanımı; braket kırıkları, mine çatlakları ve ağrıyı elimine etmektedir (161, 162). Lazer kullanımı adesiv rezinin termal yumuşamasıyla, debonding için gereken kuvveti önemli ölçüde azaltmaktadır (154, 155). Böylelikle mine yüzeyinden seramik braketler güvenli bir şekilde ayrılmaktadır (152, 163, 164). Yapılan çalışmalarda, lazer uygulama süresi ve enerjisinin iyatrojenik pulpal hasar etkisi olduğu belirtilmiştir (165-167). Yapılan lazer çalışmalarında kullanılan dişlerde %85' inin vital kalabildiği sıcaklık artışı ortalama 5.5°C ' ye kadar sıcaklık artışının güvenli olarak kabul edildiği ve 1.8°C' lik bir artışta pulpal hasarın hiç olmayacağı saptanmıştır (168).

Literatürde, Nd:YAG ve CO₂ lazer kullanılarak yapılan birçok debonding çalışması mevcuttur (163, 164, 169). Elde edilen bulgular, Er:YAG lazerlerin, Nd:YAG ve CO₂ lazerlere kıyasla daha az ısı oluşturduğunu göstermiştir (170).

2.7. Debonding Sonrası Diş Yüzeyinde Oluşabilecek Etkiler

2.7.1. Diş Minesi Yapısı

Diş minesi, dentin, sement ve pulpa bir dişin iskeletini oluşturur. Vücuttaki en mineralize ve en sert dokudur.%90 mineral, su ve organik materyallerden oluşur. İnsanlardaki mine kalınlığı, dişin yüzeyi boyunca değişiklik gösterir. Kesici uçta en kalın, mine-sement bileşiminde en ince olmak üzere değişmektedir (171).

Minenin birincil minerali, kristalin kalsiyum fosfat olan hidroksiapatittir. Bu yoğun mineral tabakası mineye sertlik verdiği gibi parlaklık da vermektedir. Dentin, sertlik olarak mineye göre 3-4 kat daha yumuşaktır ve mineyi destekler (172).

2.7.2. Mine Çatlakları

İnsan dişi minesindeki çatlakların sebebi multifaktöriyeldir. Bu multifaktöriyel etkiler iki ana başlık altında özetlenebilir; Gelişimsel hata ve Mekanik yüklenme.

Gelişimsel hatalar ameloblastların gelişim evresinde ortaya çıkar ve bonding işlemini zorlaştırır. Dişin mekanik yüklemelerle sürmesi öncesinde ya da sonrasında minede çatlaklar oluşabilir. (173). Hızlı termal değişiklikler diş yüzeyinde yüksek stres oluşabilir (174). Bu durum dentin ve minenin rijitliğine göre mine çatlağı ya da dentine kadar olan çatlaklar olarak görülebilir. Bazı kırıklar mine-dentin sınırını geçmez ama vitalite testi için kırık ya da çatlak oluşuktan sonra 6 ya da 8 hafta sonra kontrol edilmesi gerektiğı bildirilmiştir (9).

Mine çatlaklarının değerlendirilmesinde çeşitli yöntemler (stereomikroskop, 3-D micro CT) kullanılmaktadır (175) (176). Steremikroskopik görüntü en sık kullanılan yöntemler arasındadır ve çeşitli büyütmelele (6.5X, 6X) kullanılabilir (175) (177).

2.7.2.1.Mekanik Debonding Sonrası Oluşabilecek Mine Çatlakları

Zachrisson ve arkadaşları ortodontik tedavi sonrası oluşan çatlak ya da mine kırıklarını analiz etmişlerdir. Hastalar; braket sökümü yapılmış grup, bant sökümü yapılmış grup ve tedavi görmemiş hasta grupları olmak üzere 3 grup altında toplanmış ve fiberoptik transiluminasyon kullanılarak değerlendirilmiştir. Bulgular 3 grupta da mine çatlakları olduğunu göstermiştir. Bazı çatlaklar çok belirgin bir şekilde rutin klinik muayenede görülebilmştir. Çatlakların çoğı vertikal yönde ve dişlerin bukkogingival 3'lüsünde lokalize olmuştur. Tüm gruplarda maksiller kanin ve santral kesici dişlerde çatlakların olduğu görülmüştür. Bazı horizontal çatlaklar maksiller ve mandibuler santral keserler üzerinde saptanmıştır (178).

ARI (adhesive remnant index) skoru, diş yüzeyinde kalan artık adesiv miktarını değerlendirmek için kullanılır (179). ARI skoru değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden (sonlu elemanlar, 3-D bilgisayar analizleri, stereomikroskop) stereomikroskop değerlendirmesinde, araştırmacılar çeşitli büyütmelele kullanarak değerlendirmişlerdir (8, 180). Mine yüzeyinde kalan adesiv miktarı, mine hasarı (çatlakları) hakkında da bilgi verebilmektedir. ARI skorunun yüksek çıkması, diş yüzeyinde kalan adesiv miktarının fazla olması demektir. Debonding işleminde, mine

yüzeyine ulaşılmadığını gösterir. ARI skorunun düşük çıkması, diş yüzeyindeki adeziv miktarının az ya da hiç olmamasını gösterir. Bu da mine hasarı oluşabileceği noktada önemlidir. Değerlendirme, Artun ve Bergland'ın (141) çalışmasında olduğu gibi ARI indeksi skorlaması aşağıdaki gibi yapılmaktadır :

ARI skoru 0: Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.

ARI skoru 1: Yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 2: Yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 3: Tüm yapıştırıcı diş yüzeyinde kalmıştır.

Heravi ve arkadaşları, ARI skoru ve mine çatlaklarının uzunluk ve yönlerini debonding öncesi ve sonrasında değerlendirmiştir. Braketlerin sökümü side cutter, iki yönlü braket sökücü ve tek yönlü braket sökücü ile yapmışlar ve debonding sonrası mine yüzeyini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak oluşan mine çatlaklarının debonding metotuna bağlı olmaksızın her şekilde oluşabildiğini belirtmişlerdir (125).

Dumbryte ve arkadaşları, erişkin hastalarda debonding öncesi ve sonrası mikroçatlakları SEM ile değerlendirmişlerdir. 45 tane çekilmiş insan dişinde yaptıkları çalışmada, mikroçatlakların dişin labial yüzeyinin hangi bölgesinde yoğunlaştığına bakmışlardır. Sonuç olarak mekanik debonding sonrası en fazla çatlağın dişin servikal 3'lüsünde oluştuğunu bildirmişlerdir (181).

Bishara ve arkadaşları, Weingart pensi ile Clarity braket kullanarak yaptıkları çalışmada, pensi braketin kanatlarını saracak şekilde debonding yapmışlardır. Sonuç olarak, kompozit rezinin daha çok diş yüzeyinde kaldığını görmüşler ve minimum mine hasarı oluştuğunu belirtmişlerdir (182). Benzer sonuçları Mundstock ve arkadaşları (51), Theodorskopoulou ve arkadaşları (47) da bulmuşlardır.

Yapılan bazı çalışmalarda, uygun el aleti ile debonding yapıldığında mine hasarının azaltılabildiği belirtilse de (47, 94) , mine çatlaklarında ve boylarında artış olduğunu belirten araştırmalar da mevcuttur (46, 141). Liu ve arkadaşları (46), Mundstock ve arkadaşları (51), ve Artun (141) seramik braketlerin el aleti ile sökülerinde mine hasarını %20 olarak belirtmişlerdir. Bu hasarların; braket tipi, braket dizaynı ve kullanılan adeziv yapısına bağlı olduğu bildirilmiştir (51, 141).

Bishara ve arkadaşlarının porselen metal braketlerin sökümünde uygulanan kuvvetlerin değerlendirildiği çalışmada, Clarity şeffaf braketlerin mekanik debondinginde uygulanan kuvvet ile metal braketlerin debondinginde uygulanan kuvvet arasında fark bulamamışlardır (17).

Birçok çalışmada kimyasal retansiyon sağlayan seramik braketlerin, konvansiyonel metal braketlere nazaran daha fazla bağlanım dayanıklılığı olduğunu belirtmiştir (183, 184). Munstock ve arkadaşları'nın yaptıkları çalışmada kimyasal bağlanan seramik braketlerin mekanik bağlanan braketlere göre daha fazla mine çatlağı oluşturma potansiyeli olduğunu ifade etmişlerdir (51).

Habibi ve arkadaşları; kimyasal bağlanan seramik braketleri, mekanik bağlanan seramik braketleri ve metal braketleri karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak metal braketlerin, kimyasal veya mekanik bağlanan seramik braketlere kıyasla daha fazla bağlanım dayanıklılığı olduğunu bulmuşlardır. Metal braketlerin debonding için daha fazla kuvvet gerekmektedir. Bu nedenle keskin kenarlı bir el aleti ile seramik braketlere debonding yapmanın, metal braketlerle oluşabilecek mine çatlağı riskinden daha fazla olmamaktadır (109).

2.7.2.2. Lazer Debonding Sonrası Oluşabilecek Mine Çatlakları

Elektrotermal debonding, braket kopana kadar sıcak bir ucu braket yüzeyinde tutmayı gerekli kılmaktadır. Yapılan bir çalışmada, seramik braketin sökümü için, histolojik verilere dayanarak pulpal hasarın oluşmaması için, 4 sn den az bir süre tutmanın yeterli olduğu bildirilmiştir (133). Başka bir çalışmada ise, 1 dakika boyunca elektrotermal debonding yapmışlar ve bonding yüzeyinde 160 °C ye kadar arttığını ve klinik açıdan güvenilir bir yöntem olmadığını saptamışlardır (185).

Strobl ve arkadaşları, polikristalin ve monokristalin braketler kullanarak premolar ve molar dişlerde yaptıkları çalışmada, CO₂ ve Nd:YAG lazer kullanarak debonding yapmışlardır. Lazerleme süresi 2 sn olarak ayarlanmıştır. Çalışma sonucunda debonding için uygulanan sürenin mineye zarar vermediğini belirtmişlerdir. Fakat termal etkilerini değerlendirmemişlerdir (186).

Rickabaugh ve arkadaşları, değişik sürelerde lazer uygulayarak debonding yapmışlar ve termal etkileri araştırmışlardır. Sıcaklık değişimi ortalama olarak 5.5°C olarak bulmuşlardır (164).

Zach ve Kohen, Macaca maymunlarında, dental pulpaya ısı uygulayarak pulpal nekrozu değerlendirmişlerdir. Histolojik kesit sonuçlarına göre, sıcaklık 4 ile 30 °F arasında değişmiştir. 4°F (1.8° C) sıcaklık artışı pulpal nekroz oluşturmamıştır. Fakat 10°F (5.5° C) dişlerin %15' inde pulpal nekroz oluşturmuştur. 20°F (11.1° C) sıcaklığında %60'ının, 30°F(16.6°C) sıcaklığında ise tüm dişlerin nekroz olduğunu belirtmişlerdir (168).

Ma ve arkadaşları, 18 Watt CO₂ lazer ile debonding yaparak lazer uygulama süresinin pulpadaki sıcaklığa etkisini araştırmışlardır (167). Seramik braketler ışıkla sertleşen kompozit ile yapıştırılarak, mandibuler daimi bovine dişleri ve insan mandibuler 1.premolarları kullanılmıştır. Örneklerin pulpasına bir termokupl elektrodu yerleştirilerek maksimum sıcaklık değeri 2°C olacak şekilde lazer uygulamışlardır. Kontrol grubu lazer uygulanmadan bağlanım dayanıklılığını ölçen makinaya bağlanmıştır. Lazer grubu ise önceden kararlaştırılan uygulama süresine bağlı olarak lazer ile debonding yapılmıştır. Sonuç olarak sıcaklık değişimi güvenli sınırlarda bulunmuştur. Mekanik debonding yapılan grupta ve lazer grubunda mine çatlağı oluşmamıştır (167).

Öztoprak ve arkadaşları'nın Er:YAG lazer yeni tarama metoduyla yaptıkları çalışma 3 gruba ayrılmış ve toplam 60 adet mandibuler bovine keser diş kullanmışlardır. Her iki gruba polikristalin braketler yapıştırılmıştır. 1.gruba (kontrol grubu) hiç lazer uygulanmamış, 2.gruba (çalışma grubu) ise 4.2 W gücünde 9 sn boyunca lazerli tarama yapılmıştır. Lazer uygulandıktan 45 sn sonra braket sökümü yapılmış ve bağlanım dayanıklılığı ölçülmüştür. Sonuçlar, kontrol grubuna kıyasla lazer uygulanan grupta daha az kuvvet ile debonding yapılabildiğini göstermiştir. Bu çalışmada ARI indeksinin lazer grubunda daha fazla olduğu bulunmuştur. Bu sonuçlar bize gösterir ki, lazer ile yapılan debonding ile mine kopması ya da çatlağı ve braket kırılması oluşmamaktadır (8).

2.8. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

2.8.1. Isısal Döngü(Termal Siklus) Cihazı

Gün içerisinde yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Bu nedenle dental restoratif materyaller ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır (187).

Yeme, içme kişiden kişiye farklılık gösteren alışkanlıklar olup ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine sebep olması beklenmemektedir (188). Ağzdan nefes alınmadığında ağzın normal sıcaklığı $35.2 \pm 2.1^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür (189).

Kullanılması tasarlanan ve biyolojik uyumluluğu da kanıtlanmış olan malzeme, ağzı taklit eden yapay ağız ortamlarda sürekli gerilime tabi tutularak “yaşlandırılır” ya da “esktilir”. Yapay ağız ortamlarının oluşturulmasının temel hedefleri şunlardır:

- a) Çiğneme kuvvet ve hareketlerinin taklit edilmesi.
- b) Doğal ortama benzer ısı, hava ve nem değişikliklerinin sağlanması.
- c) Tükürüğün malzeme üzerindeki etkisini taklit edebilmek için benzer nitelikli yapay sıvıların kullanılmasıdır (190).

Ağız ortamını taklit etmeyi amaçlayan yaşlandırma deneyleri genel olarak üç temel süreç içerisinde uygulanır:

1) Depolama ile Yaşlandırma: En sık kullanılan bu yaşlandırma yöntemi, suda bekletilerek gerçekleşmektedir. Deney örnekleri önceden belirlenmiş bir zaman dilimi süresince 37°C 'lik suda depolanma ile yaşlandırılmaktadır (191). Bu süre, birkaç aydan 4-5 yıla, hatta daha uzun bir zaman dilimine kadar değişebilir. Bazı araştırmalarda, depolama sırasında bakteri üremesini önlemek için bu suya sodyum azit, kloramin ve antibiyotiklerin eklendiği bildirilmiştir (191). Klinik koşulları daha iyi taklit edebilmek için yapay tükürük çözeltileri de kullanılabilir (191-193).

2) Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma: Okluzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi, test edilecek malzemenin çiğneme kuvvetlerine benzer büyüklük ve yöndeki kuvvetlere tabi tutulması esasına dayanır. Bu işlem çiğneme benzetimliği (simülatörü) ile yapılabildiği gibi, iyi kontrollü kırılma dayanımı ya da çeşitli yorgunluk testi düzenekleri ile de yapılabilir (190, 191). Okluzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi, daha çok kırılma dayanımı (yükleme sırasında), bağlanma dayanımı (yükleme sırasında) ve mikro sızıntı (yükleme sonrasında) ölçümlerinde tercih edilmektedir.

3) Termal siklus (ısısal döngü) ile yaşlandırma: 2003 yılında bildirilen ISO TR 11450 standardına göre, sıcaklığı 5°C ve 55°C olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan yöntem termal siklus (Şekil 2-10) olarak adlandırılmaktadır. Bu yöntem uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10.000

termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği belirtilmiştir (194). Bu bulgu ile ISO standardının önerdiği 500 siklus karşılaştırıldığında, uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde ISO standartlarının yetersiz kalabileceği belirtilmiştir.

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde olduğu bildirilmiştir.

1- Sıcak suyun, kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırdığı ve bu durumun yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerlerin ortamdaki uzaklaşmasına katkı sağlar (195).

2- Restoratif materyallerin termal genişleme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması, diş ile biomateryal ara yüzünde tekrarlanan genişleme ve büzülme stresleri aracılığı ile marjinal boşluk ve mikrosızıntının artmasına neden olabilmektedir (196).



Şekil 2-10. Termal siklus cihazı (197)

2.8.2. Stereomikroskop

Mine yüzeyi inceleme çalışmalarında genellikle stereomikroskop kullanılmaktadır. Kiatahara ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, hem mine yüzeylerinin değerlendirmesinde için hem de kalan adesiv miktarının değerlendirilmesinde stereomikroskop kullanılmıştır (198).



Şekil 2-11. Stereomikroskop cihazı

2.8.3. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, çizgisel tarama modeliyle işleyen ve yüksek enerjili eletronlarla örnek yüzeyini tarayarak görüntüler alan elektron mikroskobudur. Elektronlar, örnek yüzeyinin topografisini, içeriğini ve elektrik iletkenliği gibi diğer özellikler hakkında bilgi sağlayan atomlarla temasa geçmekte ve görüntü oluşturmaktadır (199).

SEM tarayıcısının ürettiği sinyal tipleri; sekonder elektronları, geri saçılmış elektronları, karakteristik X ışınlarını ve ışığı (katod ışıldaması) içermektedir. Örnek yüzeyinde elektron ışınlarının atomlarla etkileşimleri sonucu sinyaller oluşmaktadır. SEM taramalarında 1 – 5 nm'den daha küçük boyuttaki detaylar değerlendirilebilmektedir. SEM, çok dar elektron ışınlarına sahiptir ve çalışma örneğinin yüzey özelliklerinin tespitinde geniş bir alan derinliğine sahip 3 boyutlu görüntüler elde edilebilir (199).

SEM diş hekimliğinde, diş sert dokularının incelenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (200).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın etik onayı Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Çalışmada kullandığımız materyaller aşağıda özetlenmiştir;

- Çekilmiş dişler (80 adet alt keser diş)
- Polikristalin braketler (Fascination ice, Dentaurum)(40 adet)
- Monokristalin braketler (Inspire Ice, Ormco)(40 adet)
- Debonding pensleri (weingart. Ormco özel pensi)
- Yapıştırıcı ajanlar (asit, bond, kompozit)
- Stereomikroskop (mine çatlakları ve artık adesiv miktarını belirlemek için)
- Xrunner-Fotona (Er:YAG lazer)
- SEM (lazerin adesivdeki etkisi)
- Termokupl (pulpal ısı değerlendirmesi)

3.1. Kullanılan Dişler

Çalışmamızda 80 adet çekilmiş mandibuler keser dişler kullanılmıştır. Mandibuler keser dişler Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı'nda çekimi uygun görülen hastalardan elde edilmiştir. Dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulmuştur;

- Dişin periodontal hasarlı olması sebebiyle çekilmesi,
- Çürük bulunmaması,
- Dolgu veya restorasyon içermemesi,
- Mine üzerinde gözle görülür deformasyon ve davye izi olmaması,
- Florozisli olmaması,
- Dişlerin vestibül yüzeyinde malformasyon bulunmaması.

Dişlerin çekimlerini takiben 6 ay içerisinde çalışmamız yapılmıştır.

3.2. Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişlerin saklanması sırasında, minenin yapısının bozulmaması, kimyasal bir farklılaşma olmaması gerekmektedir. Dişler çekildikten hemen sonra, diş yüzeylerindeki yumuşak doku kalıntıları ve diş taşları periodontal küret yardımıyla temizlenmiştir. İçerisinde distile su bulunan şişede karanlıkta ve oda sıcaklığında saklanmışlardır. Bakteri gelişmesini önlemek amacıyla distile su haftada bir değiştirilmiştir.

3.2.1. Dişlerin Hazırlanması

Dişler temizlendikten sonra, aerotor yardımı ile kök yüzeylerinde numaralandırma yapılmıştır (Şekil 3.1). Bu numaralandırma, aynı dişi ve mine yüzeyini debonding sonrasında da değerlendirebilmek için yapılmıştır. 40 adet dişe (20 polikristalin-20 monokristalin) lazer uygulaması sırasında sıcaklık ölçümü yapılmıştır. Bu amaçla, dişin kök kısmı mine sement birleşiminden apikale doğru 2 mm aerotor yardımı ile kronndan ayrılmıştır (Şekil 3.12). Alınan kronların lingual yüzeyinde, singulumun 2 mm üstünden rond frez ile delik açılmış ve bu delikten, lazer uygulanırken sıcaklık ölçümü için kullandığımız termokuplun J tipi kablosu yerleştirilmiştir. Dişler uygulama öncesinde, uygulama sırasında ve sonrasında distile su içinde bekletilmiştir.

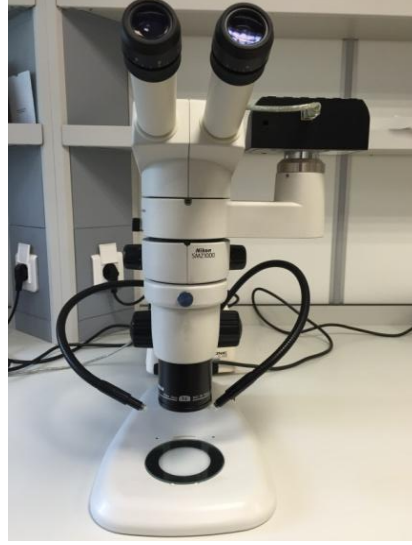


Şekil 3-1. Dişlerin kök yüzeyinde aerotor ile numaralandırılması

3.3. Bonding Öncesi Dişlerin Stereomikroskop ile Değerlendirilmesi

Diş mine yüzeylerindeki çatlak ve kopmaları değerlendirebilmek için, diş mine yüzeyleri 6X (60 kat) büyütme altında tüm vestibül yüzeyleri aynı araştırmacı tarafından 2 kez değerlendirilmiştir. Bu işlem için, Bezmialem Üniversitesi Eczacılık

Fakültesi Farmasötik Laboratuvarı'nda bulunan stereomikroskop (SMZ 1000 Nikon; Nikon Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3-2. Mine yüzeylerindeki çatlakları ve kopmaları değerlendirdiğimiz stereomikroskop

3.4. Çalışmada Kullanılan Braketler

Araştırmada 2 tip braket kullanılmıştır. Bunlar, kimyasal retansiyon sağlayan polikristalin braketler (Fascination ice, Dentaurum, Ispringen, Almanya) ve mekanik retansiyon sağlayan monokristalin braketler (Inspire Ice, Ormco, Orange, CA, ABD) dir. Lazer uygulama ebatlarımızı belirleyebilmek için braket tabanının eni ve boyu kumpasla ölçülmüştür. Monokristalin braket tabanı boyutları ölçülmüş ve eni 3.50 mm boyu 2.93 mm olarak bulunmuştur. Polikristalin braketlerin tabanları da; eni 3 mm, boyu 2.6 mm olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda 0.018 inch, 80 adet mandibuler keser braketleri kullanılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3-3. Çalışmamızda kullanılan braketler

3.5. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Dişlerin çalışma yüzeyleri, mikromotorun ucuna takılan lastik fırça ve pomza kullanılarak 20 sn boyunca polisaj yapılmıştır. Dişler bu işlemin ardından 20 sn boyunca basınçlı suyla yıkanmış ve 15 sn boyunca yağsız hava – su spreyi ile kurutulmuştur. Dişlerin pürüzlendirilmesi için %37'lik ortofosforik asit (Dental Milestones Guaranteed, Almanya) (Şekil 3.4) kullanılmıştır.



Şekil 3-4. Çalışmamızda kullanılan % 37 lik fosforik asit

3.6. Çalışmada Kullanılan Yapıştırıcı

Dişlerin mine yüzeyi pürüzlendirildikten sonra, diş yüzeylerine 3M firmasına ait ışıkla sertleşen bir yapıştırıcı olan Transbond XT yapıştırıcısının primeri kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3-5. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adesiv primer

Çalışmamız braketlerin yapıştırılmasında, 3M firmasına ait Transbond XT (Şekil3.6) yapıştırıcısı kullanılmıştır.



Şekil 3-6. Kullanılan Transbond XT yapıştırıcısı

3.7. Kullanılan Işık Kaynağı

Çalışmamızda ışıkla sertleşen yapıştırıcının polimerizasyonu için yüksek ışık gücüne sahip LED ışık ünitesi (Valo Ultradent, South Jordan, Utah) (Şekil 3.7) kullanılmıştır. Bu cihaz LED ışık kaynağı ile çalışır ve 395 – 480 nm dalga boyunda ışık üretmektedir. Bu cihazda Standart (1000 mW/cm²), Yüksek Güç (1400 mW/cm²) ve Xtra Güç (3200 mW/cm²) olmak üzere üç polimerizasyon modu bulunmaktadır.



Şekil 3-7. Kullanılan LED ışık cihazı

3.8. Braketlerin Yapıştırılması

Pürüzlendirilen mine yüzeyi üzerine bir aplikatör yardımıyla primer (Transbond XT primer, 3M Unitek, Monrovia, California) sürüldü ve 10 sn boyunca ışıkla polimerize edildi.

Braketin kaidesine yeteri kadar ışıkla sertleşen Transbond XT yapıştırıcı patı sürülmüş ve braket diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Braketler, keser dişlerinin orta 1/3'lük kısmına ve diş insizalden bakıldığında mesiodistal olarak dişin en orta bölgesine yapıştırılmıştır. Bir sond yardımıyla braketlere sabit bir basınç uygulanmış ve braketin kenarlarından taşan yapıştırıcı artıkları temizlenmiştir. Braketler, uygun pozisyonda ayarladıktan sonra, yapıştırıcının polimerizasyonu için LED ışık cihazı Xtra Güç polimerizasyon modunda kullanılarak 3 sn boyunca ışık uygulanmıştır.

3.9. Örneklerin Lazer Uygulaması Öncesinde Saklanması ve Isısal Döngüde Yaşlandırılması (Termal Siklus)

Er:YAG lazer ile 80 adet dişe braketler yapıştırıldıktan sonra 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletilmiştir. Sonrasında, ısısal döngü uygulaması yapılmıştır. Isısal döngü, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Araştırma Labratuarı'nda bulunan ısısal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 3.8) ile yapılmıştır. Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır. Termal döngü cihazında hazırlanan örnekler, 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına, sırayla 5.000 kere batırılmıştır ve herbir örneğin her bir banyoda bekleme süresi 30 sn, banyolar arasındaki geçiş süresi ise 15 sn olacak şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 3-8. SD mechatronik termal siklus cihazı

3.10. Farklı Debonding Metotları ve Kullanılan Seramik Braket Çeşitleri

Çalışma gruplarımıza iki farklı şekilde braket sökümü uygulanmıştır. Çalışma gruplarımız;

Grup 1- 20 adet polikristalin braket Er:YAG lazerin X-runner el aleti ile debonding yapılmıştır.

Grup 2- 20 adet polikristalin braket konvansiyonel yöntem ile debonding yapılmıştır (Şekil 3.9).

Grup 3- 20 adet monokristalin braket Er:YAG lazerin X-runner el aleti ile debonding yapılmıştır.

Grup 4- 20 adet monokristalin braket konvansiyonel yöntem ile debonding yapılmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3-9. Konvansiyonel debonding işlemi için kullanılan Weingart ve Ormco'nun braketlere özel pensi

3.10.1. Braketlerin X-Runner Dijital Tarayıcı Sistem ile Debonding

Termal siklattan alınan 40 adet örnek (20 polikristalin-20 monokristalin), kliniğimizin lazer ünitesinde bulunan ve dijital olarak kontrol edilebilen Er:YAG lazer cihazının X-runner el aleti (LightWalker, Fotona, Slovenya) ile debonding işlemi yapılmıştır (Şekil 3.10). Diğer lazer uygulamalardan farklı olarak Er:YAG lazer cihazının X-runner el aleti ile yapılan debonding işleminde, debonding yapılacak alanın boyutu ve şekli belirlenebilmektedir. Tarama şekli braket taban alanından biraz büyük (4mm x 4mm) ve dikdörtgen olacak şekilde ayarlanmıştır. Uygulamamızın bir diğer farkı ise, tarama sayısının belirlenebilmesi ve yüzeyin homojen bir şekilde taramasının sağlanmasıdır.

Er:YAG lazer cihazının X-runner el aleti ile debonding için uygulama sırasında, cihazın dalga boyu 2970 nm , gücü 1 W, pulsasyon enerjisi 600 mJ, pulsasyon sıklığı 2 Hz , susuz, %90 hava oranlarında olacak şekilde non – kontakt, Medium Short Pulse (MSP, 100µs) modunda uygulanmıştır (Şekil 3.10). Önceden pilot çalışması yapılmış ve debonding için 3 tarama işleminin, braketleri adesiv yüzeyinden ayırabilmesi için yeterli olduğu tespit edilmiştir. Bu doğrultuda, her bir örnek 3 kez yatay ve homojen bir şekilde taramıştır. Taramalar peşpeşe yapılmış ve arasında hiç süre bırakılmamıştır.

Taraması yapılan 40 adet örneğin, 32'si 3 taramada, 6'sı 2 taramada debonding işlemi sağlanmıştır. 2 örnekte debonding işleminin sağlanması için fazladan 2 tarama işlemi daha uygulanmıştır.



Şekil 3-10. Kullanılan lazer sistemi (Lightwalker, Fotona, Slovenya), çalışılan parametreler ve X-Runner dijital tarayıcı el aleti

3.10.2. Braketlerin Konvansiyonel Yöntem ile Sökülmesi

40 adet örneğimizin debonding işlemi (20 polikristalin, 20 monokristalin), üretici firmaların önerdiği yöntem ve el aletleri ile yapılmıştır.

Polikristalin braketlerin debonding işleminde Weingart el aleti kullanılmıştır (Şekil 3.11). Braketin mesial ve distal kulakçıklarından tutularak, sağdan sola rotasyon yaptırılmış ve debonding işlemi tamamlanmıştır.

Monokristalin braket, üretici firmaya özel olan tek kullanımlık plastik söküm pensi (Şekil 3.11) ile sökülüştür. Pens, braket kanatlarının oklüzal ve gingivaline yerleştirilerek, gingivalden oklüzale doğru düz ve tek hareketle söküm yapılmıştır.



Şekil 3-11. Braket sökümünde kullanılan Weingart ve tek kullanımlık plastik pens

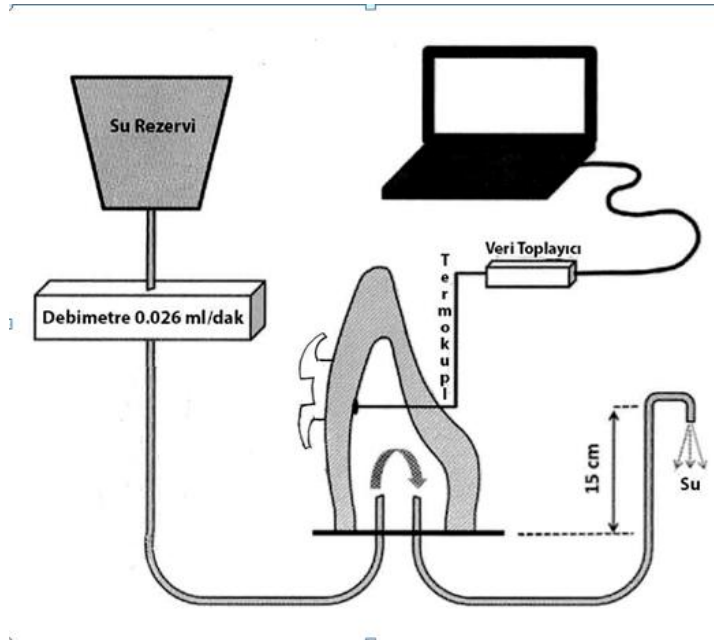
3.11. Er:YAG Lazer Uygulanırken Oluşan Pulpal Isının Değerlendirilmesi

Bondingi yapılan 20'şer adet monokristalin ve polikristalin braketler termokupla (sıcaklık ölçen cihaz) bağlanmış, fakültemiz kliniğinde oluşturulan düzenekte değerlendirilmiştir.

Örnekler, mine sement bileşiminden 2 mm aşağıda olacak şekilde kesilmiş; singulumun üzerinden rond frezle delik açıldıktan sonra pulpa odası genişletilerek pulpal doku bir ekskavatör yardımıyla temizlenmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3-12. Mine sement bileşiminin 2 mm altından kesilen ve pulpa odası geniştilen dişler

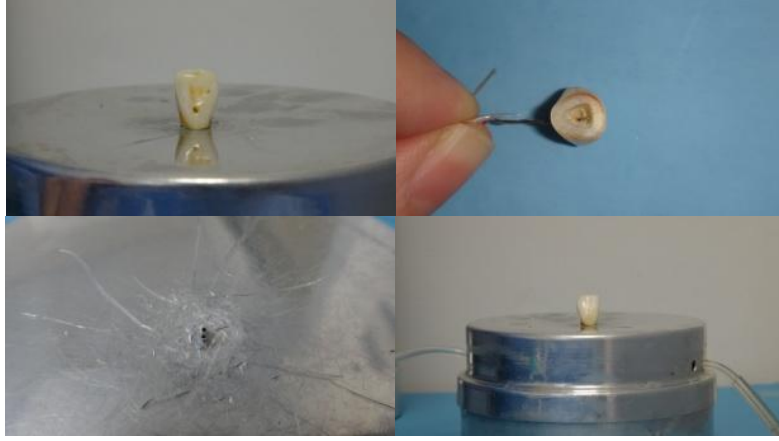


Şekil 3-13. Pulpal sıcaklığı ölçmek için oluşturulan düzenek (201).

Oda sıcaklığında bulunan distile su, pulpal vasküler sıvı akışını taklit edebilecek şekilde ayarlanmıştır. Distile su, pulpal çemberden 0.026 mL/min akış hızı oluşturacak şekilde basınç altında geçmektedir. Örneklerin lingualinde oluşturulan deliklerden 0.36-mm-diameter J-tipi termokupl kablosu (Omega Engineering, Stamford, Conn) (Şekil 3.14) dişin bukkal yüzeyine temas edecek şekilde yerleştirilmiştir. Yerleştirilen kablunun sabit bir şekilde durabilmesi için kalsiyum hidroksit (Calcimol LC; Voco 158 GmbH, Cuxhaven, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3.15). Termal değişiklikleri kayıt edebilmek ve görüntülemek için kablunun diğer ucu 4 sensörlü data alıcısına (Emko, EPLC9600-PID QUADRO) bağlanmıştır. Sensörlü data yükleyicisinin arkasına takılan bir veri taşıyıcısı sayesinde bilgisayarda termal değişiklikler görüntülenmiş ve kaydedilmiştir.



Şekil 3-14. Kullanılan termokupl sıcaklık ölçer ve kablosu



Şekil 3-15. Örneğe termokupl yerleştirilmesi ve düzeneğe bağlanması

3.12. Braket Söküm Sonrası Bölgenin İncelenmesi

Deneylerin tamamlanmasından sonra braket kopmasının meydana geldiği bölgenin ve diş üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının incelenmesinde, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi'nde bulunan stereomikroskobu (SMZ 1000 Nikon; Nikon Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır. Örnekler 1X (10 kat) büyütmede incelenmiş (Şekil 3.16) ve dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde Artun ve Bergland'ın çalışmasında olduğu gibi ARI indeksi kullanılmıştır (141). Bu indekse göre skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır :

ARI skoru 0: Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.

ARI skoru 1: Yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 2: Yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 3: Tüm yapıştırıcı diş yüzeyinde kalmıştır.



Şekil 3-16. ARI indeksi için değerlendirilen bir örnekten 1X stereomikroskop görüntüsü

3.13. Braketlerin Debonding İşlemi Sonrasında Mine Yüzeyinde Kalan Adezivin Temizlenmesi

Debonding sonrası dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıkları, tungsten karbit frez (Komet Gebr Brasseler GmbH & Co. KG) ile temizlenmiştir (Şekil 3.17). Temizleme işlemi sırasında mine yüzeyine zarar verilmemesine dikkat edilmiştir. Artık adeziv, yüzeyde kalıntı bırakılmayana kadar temizlenmiştir. Ardından mine yüzeylerine Sof – Lex (3M Unitek, St. Paul, Minnesota, ABD) cila diskleri uygulanmıştır. Son olarak %1.23 florid içeren cila pastası (Mydent Int. Suffolk, NY, ABD) cilalama lastikleri yardımıyla uygulanmış ve polisaj işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3-17. Kalan adezivin tungsten karbit frez ile temizlenmesi

3.14. Mine Yüzey Değerlendirilmesi

3.14.1. ARI Skorlaması Sonrası Mine Yüzey Değerlendirilmesi

Adesiv artıkları temizlendikten sonra diş minesi yüzeyi çatlak ve kopmaları 6X (60 kat) büyütme altında değerlendirilmiştir. Tüm vestibül yüzeyler 2 kez farklı zamanlarda stereomikroskop altında incelenmiştir (Şekil 3.18).

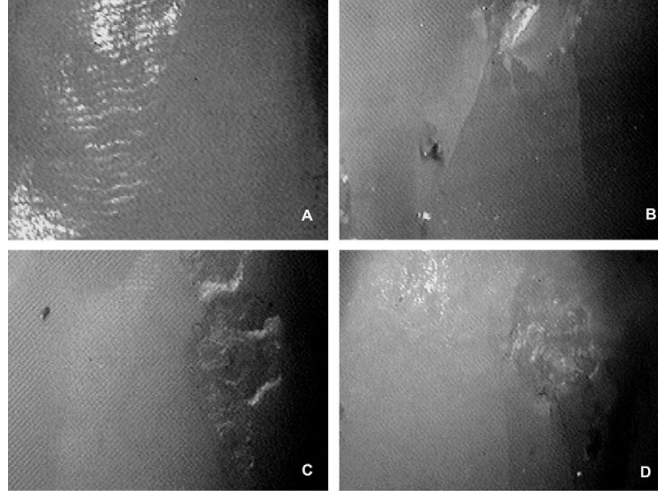


Şekil 3-18.Mine yüzeyinde görülen çatlak olan ve olmayan diş yüzeylerinden stereomikroskopik görüntüler

3.14.2. Braket Sökümü Öncesi ve Sonrasının Mine Yüzeyi Açısından Değerlendirilmesi

Örneklerin, stereomikroskop görüntüleri; çalışmadan önce ve braket sökümünü takiben adesiv artıklarının temizlenmesinden sonra alınarak incelemeleri yapılmıştır. Mine yüzeyleri, Kitahara ve arkadaşlarının yaptığı skorlama ile değerlendirilmiştir (198). Skorlama;

- 1.Mine yüzeyinde çatlak ya da kopma yoksa skor 0,
- 2.Mine yüzeyinde çatlak varsa skor 1,
- 3.Mine yüzeyinde kopmalar varsa skor 2
- 4.Mine yüzeyinde çatlak ve kopma varsa skor 3 olarak yapılmıştır (Şekil 3.19).



Şekil 3-19.Mine yüzey değerlendirilmesinde kullanılan skorum yöntemi(A:skor 0, B:skor 1, C:skor 2, D:skor 3) (198).

3.15. Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Er:YAG lazer ışınlarının adesiv içerisinde ne kadar ilerlediğini ve mineye yakınlığının incelenmesi için SEM analizi kullanılmıştır. Örnekler, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde çalışılmıştır.

SEM analizi için örnekler, alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Bir püskürtme cihazı yardımıyla örneğin yüzeyi 90 A° kalınlığında altın palladyum (Cressington sputter coater 108 auto, Cressington MTM – 20, 55 Elektronen – Optik – Service, Dortmund, Almanya) ile kaplanmış ve SEM (Evo LS10, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) analizi için çapraz kesitler alınarak 100X büyütme ile incelenmiştir.

3.16. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen sıcaklık artışı bulgularının istatistiksel analizin değerlendirilmesi SPSS (SPSS/PC Version 16.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı ile yapılmıştır. Sıcaklık artışı değerlendirmesi için ise Mann-Whitney testi yapılmıştır. Mine yüzey incelenmesi ve ARI indeksi değerlendirilmesinde istatistiksel olarak gruplararası fark olup olmadığını değerlendirmek için, nonparametrik testlerden Kruskal-Wallis analizi kullanılmıştır. P değerleri ve Chi-square değerleri belirlenmiştir. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir. Çalışmamızda nicel verilerin tanımlanmasında; Aritmetik Ortalama (Ort) \pm Standart Sapma (SS) ve Medyan olarak kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Braket Sökümü Öncesi ve Sonrasında Steremikroskop ile Değerlendirilen Mine Yüzeyleri Bulguları

Polikristalin ve monokristalin braket kullanılarak yapılan braket söküm öncesi ve sonrası skorları, frekansı ve gruplararası değerlendirme Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bonding öncesi ve debonding sonrası mine yüzey değerlendirme bulguları (LM: Lazer Monokristalin, LP: Lazer Polikristalin, KM:Konvansiyonel Monokristalin, KP:Konvansiyonel Polikristalin)

	T1					T2			
	n	Skor				Skor			
		0	1	2	3	0	1	2	3
LM	20	2	17	0	1	1	18	0	1
LP	20	5	14	1	0	3	16	1	0
KM	20	3	16	0	1	3	16	0	1
KP	20	5	14	1	0	4	15	1	0
Chi-square		2.188				1.978			
p		≤0.647				≤0.707			

Tablo 4.1’de görüldüğü gibi, mine yüzeyleri bonding öncesi ve debonding sonrasında benzer yüzey özellikleri göstermiştir. Mine çatlakları açısından bonding öncesi ve debonding sonrasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yani farklı yöntemlerle yapılan debonding işlemi mine çatlakları açısından değerlendirildiğinde, yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Monokristalin ve polikristalin braketler mine çatlakları açısından değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.2. Braket Sökümü Sonrası Diş Üzerinde Kalan Adesivin Skorları ile İlgili Bulgular

İki farklı söküm tekniği ile braket sökümü yapılan dişlerin, söküm sonrası mine yüzeylerinde kalan adesivlerin dağılımı Tablo 4.2’ de, ARI skoru dağılımı ise Şekil 4.1’ de görülmektedir.

Tablo 4.2. ARI skorları dağılımı (LM: Lazer Monokristalin, LP: Lazer Polikristalin, KM: Konvansiyonel Monokristalin, KP: Konvansiyonel Polikristalin, ARI: Adhesive Remnant Index)

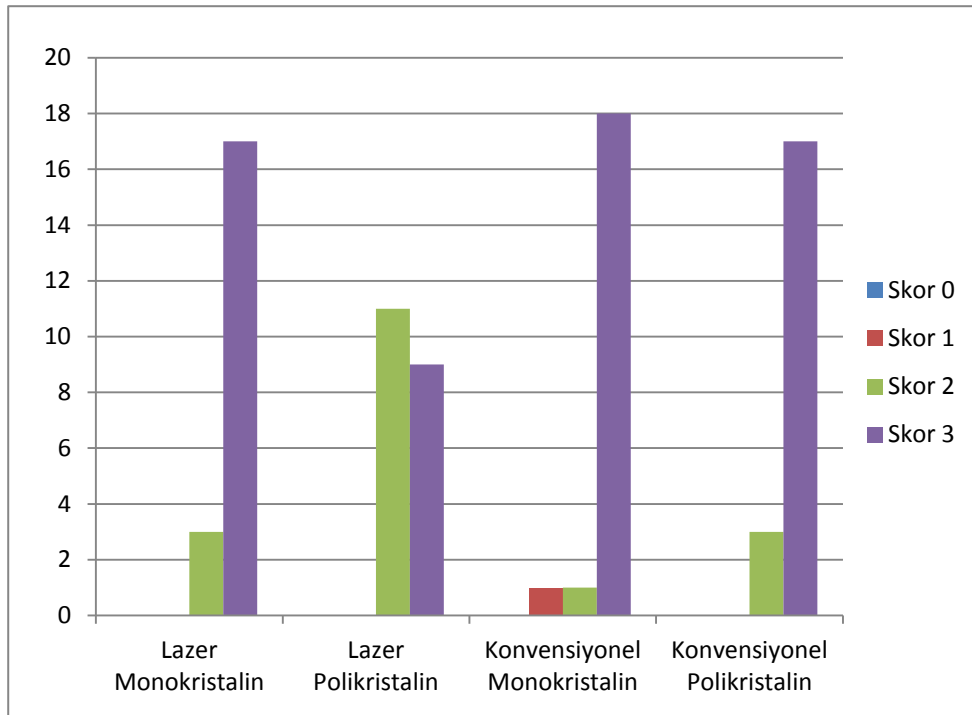
LM	LP	KM	KP
ARI n Yüzde	ARI n Yüzde	ARI n Yüzde	ARI n Yüzde
0 - -	0 - -	0 - -	0 - -
1 - -	1 - -	1 1 %5	1 - -
2 3 %15	2 11 %55	2 1 %5	2 3 %15
3 17 %85	3 9 %45	3 18 %90	3 17 %85
	<i>p=0,003</i>		

Hem metot, hem de porselen braket çeşitleri açısından ARI skorları değerlendirildiğinde, gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

1.grup (LM) ARI skoru değeri [3(2-3)], 2.grubun (LP) ARI skoru değerinden [2(2-3)] yüksek çıkmıştır ($p=0.022$).

2.grup (LP) ARI skoru değeri [2(2-3)] 3.grubun (KM) ARI skoru değerinden [3(1-3)] düşük çıkmıştır ($p=0.009$).

2.grup (LP) ARI skoru değeri [2(2-3)] 4.grubun (KP) ARI skoru değerinden [3(2-3)] düşük çıkmıştır ($p=0.022$).



Şekil 4-1. Gruplar içindeki skor dağılımı

Bu sonuçlara göre; konvensiyonel yöntemle debonding işlemi yapılan gruplar, ARI skoru açısından kendi içinde değerlendirildiğinde polikristalin ve monokristalin braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Lazerle debonding işlemi yapılan gruplar ARI skoru açısından kendi içinde değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Lazer gruplarında, monokristalin grubun ARI skoru, polikristalin grubun ARI skorundan yüksek çıkmıştır

($p<0.05$). Polikristalin braketler, her iki yöntem (konvansiyonel-lazer) ve ARI skoru açısından değerlendirildiğinde, konvansiyonel yöntemin ARI skoru, lazerle yapılan gruplardan daha yüksek çıkmıştır ($p<0.05$). Monokristalin braketler, her iki yöntem (konvansiyonel-lazer) ve ARI skoru açısından değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

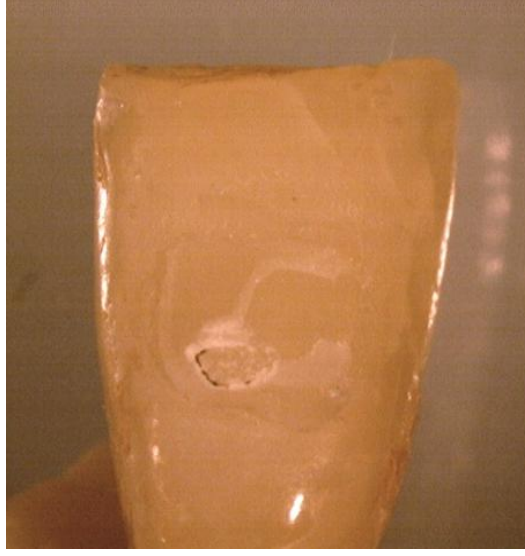
ARI Skoru Oranları ve Görüntüleri

Örneklerin % 1.2' sinin ARI skoru 1 çıkmıştır (Şekil 4.2). Bu bulgu sadece konvansiyonel yöntemle debonding yapılan monokristalin braket grubunda görülmüştür. Debonding sonrası yapıştırıcının yarısından azı mine yüzeyinde kalmıştır.



Şekil 4-2.ARI skoru 1 olan dişten stereomikroskop görüntüsü (1X büyütme)

Örneklerin % 22.5' inin ARI skoru 2 çıkmıştır. ARI skoru 2 olan örnekler en fazla Lazer Monokristalin grubunda görülmüştür. Yapıştırıcı artıklarının % 50'sinden fazlası diş üzerinde kalmıştır (Şekil 4.3).



Şekil 4-3.ARI skoru 2 olan dişten stereomikroskop görüntüsüm (1X büyütme)

Örneklerin % 76.3' ünün ARI skoru 3 çıkmıştır. ARI skoru 3 olan örnekler en fazla Konvansiyonel Monokristalin grubunda görülmüştür. Yapıştırıcı artıklarının %100' ü diş üzerinde kalmıştır (Şekil 4.4).



Şekil 4-4. ARI skoru 3 olan bir dişin stereomikroskop görüntüsü (1X büyütme)

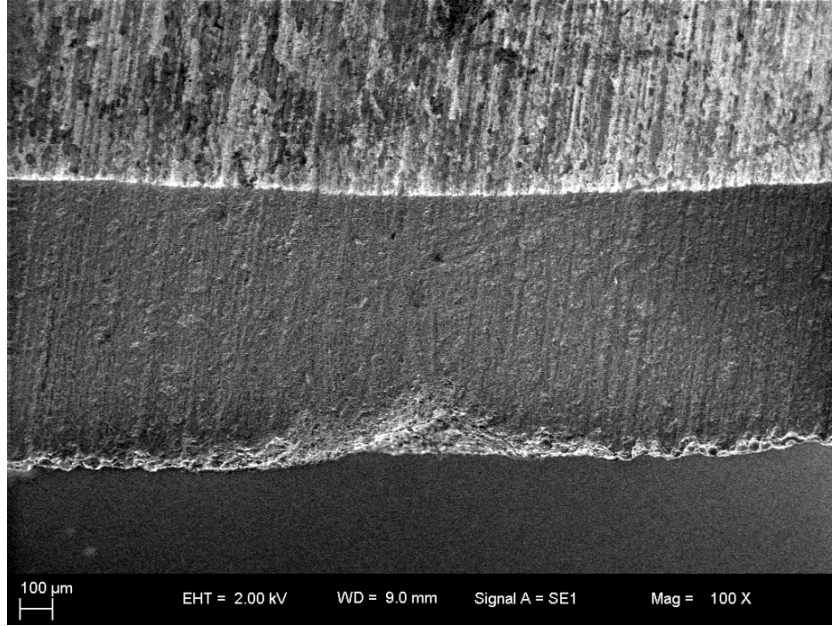
4.3. Lazer Braket Sökümü Sırasında Oluşan Sıcaklık Değişimleri ile İlgili Bulgular

Termal değişiklikleri ölçtüğümüz grupta değerlendirdiğimiz 20 adet monokristalin örneğin, sıcaklık değişimleri (Δ); en yüksek 5.8°C, en düşük 2.6°C olarak ölçülmüştür. Sıcaklık değerlerinin ortalama artışı ise 3.71 ± 1.15 °C bulunmuştur. Çıkan en yüksek sıcaklık artışı 5.8°C'dir. Bu sıcaklık artışına yakın değerler 2 örnekte olmuş ve ek olarak 2 tarama gerekmiştir. En az sıcaklık artışı değeri (Δ) 2.6°C ve bu değere yakın sıcaklık değişimleri ise, 2 tarama (1 adet) ve 3 taramada (17 adet) kendiliğinden kopan braketlerdir. Diğer 20 polikristalin örnekteki sıcaklık değişimleri (Δ) ise; en yüksek 5°C, en düşük 0.1°C olarak ölçüldü. Sıcaklık değerlerinin ortalama artışı ise 2.03 ± 1.64 °C bulunmuştur. Örneklerimizden 15 tanesi ilk 2 taramada sökülürken, 5 tanesi ise 3 taramanın sonunda sökülebilmiştir. Taramalar arasında hiç süre yoktur ve her tarama 3 sn sürmektedir.

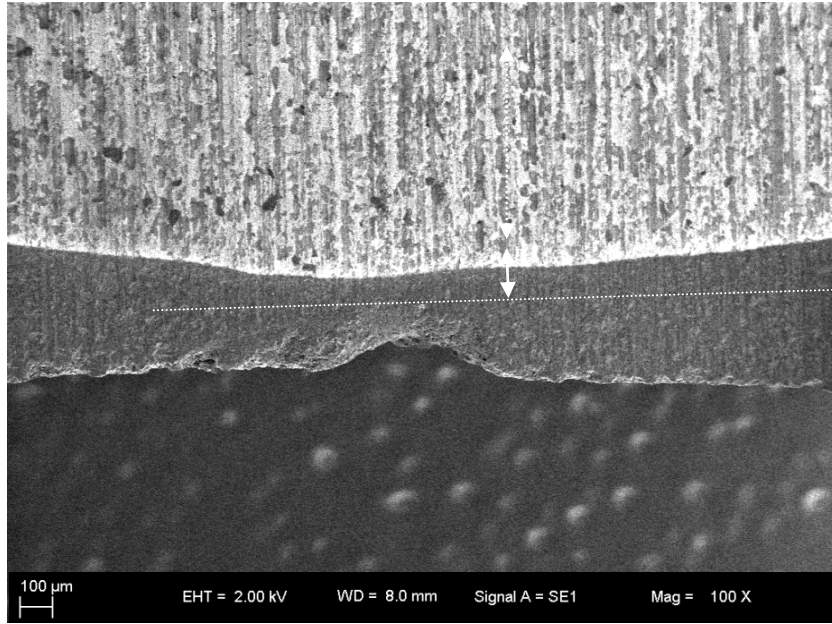
Pulpal ısı açısından monokristalin ve polikristalin braketler değerlendirildiğinde, gruplar arasındaki sıcaklık değişimleri farkının anlamlı olduğu saptanmıştır ($p=0.008$). Polikristalin gruptaki sıcaklık değerlerinin ortalama artışı, monokristalin gruptaki sıcaklık değerlerinin ortalama artışından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

4.4. SEM Analizi Bulguları

Er:YAG lazer (X-Runner) ile debonding işleminde, adesiv rezin içerisinde lazerin ne kadar penetre olduğunu görebilmek için 100 X büyütmede SEM analizi yapılmıştır (Şekil 4.5 ve 4.6).



Şekil 4-5. Monokristalin braket debonding sonrası alınan çapraz kesit görüntüleri



Şekil 4-6. Polikristalin braket debonding sonrası çapraz kesit görüntüleri

Monokristalin ve polikristalin braketlerin Er:YAG lazer ile debonding sonrasında Er:YAG lazer ışınlarının mineye ulaşmadığı ve adeziv rezin içinde kaldığı görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Ortodonti bilimi ve ortodontik tedavi teknikleri, geçmişte olduğu gibi günümüzde de hızla gelişmektedir. Bu gelişmelerde, teknolojinin hızlı bir şekilde gelişmesinin yanında hasta algı ve beklentilerinin de büyük katkısı olduğu söylenebilir (1).

Ortodontik tedavilerde kullanılan teknikler ve kullanılan apareyler sürekli gelişim ve değişim göstermektedir. Ortodontik tedavilerde kullanılan materyaller hem iskeletsel hem de dişsel problemleri düzeltebilmektedir. Problemlerin düzeltilmesinde, tedavi şekline göre hem hareketli (yer tutucu, aktivatör) hem de sabit apareyler (bant, braket) kullanılmaktadır (202).

Ortodontik problemlerin çoğu dişsel olarak karşımıza çıkmakta ve geçmişten günümüze dişlerin hareket ettirilmesine yönelik birçok araştırmalar yapılmaktadır. Günümüzde de dişsel problemler aktif olarak farklı sabit ortodontik metot, teknik ve malzemeler kullanılarak tedavi edilmektedir (10).

Geçmişte, dişlerin tek yönlü hareket ettirebildiği günlerden, günümüzde dişlere 3 boyutlu hareketi yaptırılabilen sabit ortodontik tedavilere geçilmiştir. Sabit ortodontik tedavilerde birçok gereç ve aparey olmakla birlikte, temel elemanlardan biri braketlerdir (202). Dişi hareket ettiren kuvvetlerin dişe iletimi ve etkisi braketler aracılığı ile olmaktadır. Sabit ortodontik tedavilerde daha çok metal braketler kullanılmakla birlikte, estetik algı ve beklentilerin ortaya çıkardığı talepler doğrultusunda estetik braketler ortaya çıkmıştır. 1970'li yılların başında estetik olarak ortaya çıkan plastik braketler, 1980'lerin ortasından itibaren yerini porselen braketlere bırakmıştır (1, 57).

Seramik braketler, plastik braketlere göre daha dayanıklı, renkleşmeye karşı daha dirençli ve sıvı absorbe etmemesi açısından avantajlı olsa da; kırılma olmaları, sürtünme değerlerinin yüksek olması, antagonistinde temas ettikleri doğal dişlerin aşınmasına neden olmaları dezavantajları olarak bildirilmiştir (39). Seramik braketler teknolojik ve estetik açıdan büyük gelişmeler katetmiştir. Fakat, kullanıldığı yer ve ortam birçok etkenin ve dengenin olduğu ağız içi ve çevre dokulardır. Ağız içi, kimyasal, mekanik ve ısıl etken ve streslerin olduğu multifaktöriyel ve oldukça kompleks bir yapıdır. Bu kompleks yapı, aynı zamanda biyolojik etki ve tepkilerle fonksiyon göstermektedir (1).

Bizim ortodontik tedavilerde uyguladığımız mekanik ataşmanlar, bu denge içinde fonksiyon görmekte ve bu dengenin izin verdiği ölçüde sonuca ulaşılmaktadır. Birçok avantajlarına ve kullanılabilir özelliklerine rağmen ortodontik tedavi bitimi (debonding) sırasında dişten sökülen mekanik ataşmanların mineye zarar verebildikleri belirtilmiştir (203-205)

Son yıllarda, estetik talep ve beklentilerle daha çok kullanılan porselen braketlerin ortaya çıkardığı mine çatlağı ve kırıklarının önlenmesine yönelik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar az olmakla birlikte, ortodontik tedaviden sonra porselen braketlerin debondingine yönelik farklı teknik ve yöntemlerle mine hasarı ve kırıkların azaltılabileceği bildirilmiştir (175).

Bizde çalışmamızda; porselen braketlerin oluşturduğu mine hasarının azaltılmasına yönelik yapılan bu çalışmalara katkı sağlayabilmek amacı ile Er:YAG lazerin debonding işlemi sırasında ve sonrasında oluşabilecek mine hasarına olan etkisini araştırdık. Ayrıca bu çalışmada, Er:YAG lazere takılan ve debonding işlemini yapan X-Runner lazer ucu kullanılmıştır. Çalışmamızda farklı seramik braket ve farklı debonding yöntemlerinin, debonding işlemine olan etkisi değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavide, seramik braketlerin debondingi sırasında mine hasarını azaltabilmek için birçok yöntem önerilmiştir. Bunlar genel olarak üç grup altında toplanmıştır;

- 1) Seramik braket tipine özel el aletleri (konvansiyonel),
- 2) Özel uçlarla yapılan ultrasonik debonding,
- 3) Adesivi yumuşatarak yapılan elektrotermal debonding (4, 64).

Sabit ortodontik tedavilerin son aşaması debonding işlemidir ve debonding işlemini dişler, braketler ve braketin dişlere tutunmasını sağlayan yapıştırıcılar etkilemektedir (144).

Dişlerin yüzey yapısı braket tutuculuğunu ve dolayısı ile debonding işlemini direkt etkilemektedir. Bu yüzden dişlerin mineralizasyon yapısı ve yüzey formları braketin tutuculuğu açısından önemlidir. Mine yapısı bozuk olan dişlerde braketlerin tutuculuğu olmamakta veya düşük olduğundan diş üzerinden çabucak kopabilmektedir. Şekil anomalisi olan dişlerin yüzeyleri (küçük lateraller, bombeli dişler, tüberkül

fazlalıkları) braketlerin tutuculuklarını olumsuz etkilemektedir (206). Tüm bu etkenler sabit ortodontik tedavileri etkilediği gibi debonding işleminde önem arz etmektedir. Literatür incelendiğinde, araştırmacıların çalışmalarında hayvan ve insan dişlerinin kullanıldığı görülmüştür (207, 208). Hayvan dişi olarak, kolay elde edilebilmeleri ve insan dişlerinin mine yapılarına benzer olması nedenleriyle, çalışmaların bazılarında sığır dişlerinin kullanıldığı belirtilmiştir (207) (209). Ancak çalışmamızda, klinikteki duruma en yakın şartlar oluşturulabileceği düşündüğümüz insan dişlerinin invitro ortamda kullanılmasına karar verildi. Yapılan literatür incelemesinde, in vitro çalışmalarda kesici (208), kanin, küçük azı veya büyük azı dişlerinin kullanıldığı görülmüştür (208). Bazı çalışmalarda, yüzeylerinin düz olması nedeni ile (210) deneylerin daha standart olacağı düşüncesiyle kesici dişler kullanılmıştır (8). Araştırmamızda, Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız-Diş Çene Cerrahisi Bölümü'nde periodontal sebeplerle çekilmiş, çürüksüz, mine problemi ve şekil anomali olmayan 80 adet mandibular kesici diş kullanılmıştır.

Çekilen dişlerin braketler yapıştırılmadan önce saklanması amacıyla farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Kullanılan bütün solüsyonların amacı, mine yapısının bozulmaması ve bakteri üremesinin önlenmesidir. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada, dişler %70'lik etil alkol (211), %4'lük formalin (212), %10'luk formalin (213), timol (214), salin , %5'lik kloramin T (215), distile su (216, 217) gibi solüsyonların içerisinde bekletildiği görülmüştür. Çalışmamızda minenin organik yapısının korunması için birçok çalışmada olduğu gibi örnekler, distile su içinde saklanmıştır ve bakteriyel infiltrasyon görülmemesi için haftalık olarak yenilenmiştir.

Debonding çalışmalarının birçoğunda dişler, vestibül yüzeyi görünecek şekilde otopolimerizan akriliğe gömülmüştür (154, 175). Bu çalışmada, bağlantı testi yapılmadığı için dişler akrilik bloklara yerleştirilmemiştir. Dişler hiçbir materyale gömülmeden çalışma gerçekleşmiştir. Dişler, kök yüzeyi üzerinde dişlerin ve grupların karışmaması için aerotor yardımı ile numaralandırılmıştır.

Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda, bonding sırasında (braketler yapıştırılmadan önce) florid içermeyen pomza veya cila patları kullanıldığı, düşük devirli mikromotorların ucuna takılan kıl fırça veya lastik disk yardımıyla da diş yüzeylerinin temizlendiği görülmüştür (46, 47, 57). Bazı çalışmalarda ise, braketlerin

yapıştırılacağı dişlerin yüzey özelliklerindeki farklılıkların en aza indirilmesi amacıyla diş minelerinde aşındırma yapıldığı belirtilmiştir (32, 64). Bu aşındırmaların, özellikle küçük azı dişlerinin kullanıldığı çalışmalarda vestibül yüzey konveksitelerindeki uyumsuzluğun azaltılması amacıyla yapıldığı ifade edilmiştir. Araştırmacılar bu aşındırmaların mine yüzeyiyle sınırlı kaldığını da belirtmişlerdir (114). Bu literatür bulguları sayesinde çalışmamızda mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden önce dişlerin vestibül yüzeyleri mikromotorun ucuna takılan lastik fırça ve pomza kullanılarak 20 sn boyunca polisaja tabi tutulmuştur. Dişler polisaj sonrası 20 sn boyunca basınçlı suyla yıkanmış ve 15 sn boyunca da yağsız hava – su spreyi ile kurutulmuştur.

Bonding sırasında kullanılan ortofosforik asitin, konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkileyebilecek faktörler birçok yazar tarafından araştırılmıştır (218, 219). %5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma kuvveti açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da (200), günümüzde en sık %30 ile %40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır (220). Bu çalışmalar gözönünde bulundurularak, çalışmamızda mine yüzeyinde iyi bir mekanik tutucu bölge oluşturabilmek ve braketlerin söküm aşamasında mine yüzeyinde harabiyet oluşturmaması için % 37'lik ortofosforik asit 30 sn dişin mine yüzeyine uygulanmıştır.

Günümüzde estetik beklentilerle seramik braket kullanımı hissedilir düzeyde artmıştır (221). Seramik braketler estetik olmakla birlikte, mineye zarar verebileceği ve temas eden doğal dişlerde aşındırma oluşturabileceği bildirilmiştir. Seramik braketlerin birçok çeşidi olmakla birlikte, üretim şekillerine göre klinik performansları değişmektedir. Günümüzde en çok kullanılan seramik braketler polikristalin ve monokristalin braketlerdir (202).

Bizde çalışmamızda, literatür bilgileri çerçevesinde 2 tip seramik braketlerin kullanılmasını uygun gördük. Bunlar kimyasal retansiyon sağlayan polikristalin braketler (Fascination ice, Dentaurum, Ispringen, Almanya) ve mekanik retansiyon sağlayan monokristalin (Inspire Ice, Ormco, Orange, CA Amerika) braketlerdir. Bu seramik braketler, hastaların estetik beklentilerini karşılamakla birlikte, ortodontik tedavi sırasında braketlerin kaidelerinde ve slotlarında sürtünme artışı sağlamak ve mineye çok güçlü bağlanma kuvveti oluşturduğundan, söküm sırasında mine kırığı veya çatlağı oluşturma riski bulunmaktadır. Bu konuda yapılan çalışmaların az olduğu

görülmüştür. Biz de çalışmamızda, porselen braketlerin debonding işlemine olan etkilerinin araştırılmasını uygun gördük.

Braketlerin yapıştırılması ve polimerizasyonu için kullanılan çok farklı adesiv ve ışık kaynakları bulunmaktadır. Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda, foto başlatıcı olarak görev yapan kamforokinon bulunmaktadır. Bu madde görünür ışık spektrumunun 410 nm ile 490 nm aralığındaki mavi ışığı absorbe edebilmektedir. Yapılan araştırmalar da en fazla ışık absorpsiyonunun 468 nm'lik dalga boyunda gerçekleştiğini ortaya koymuştur (222). Signorelli ve arkadaşları, 400 mW/cm² gücündeki halojen ışığın 10+10 sn uygulanmasıyla, 2000 mW/cm² gücündeki plazma ark ışığının 3+3 sn uygulanması arasında benzer bağlanma kuvvetleri oluştuğunu saptamışlardır (222). Oesterle ve arkadaşları, plazma ark ışık kaynağı ile yaptıkları çalışmada, 2000 mW/cm² civarında ışık gücünün metal braketlerin yapıştırılmasında kullanılmıştır. Bulgularında, 3 sn ve 3+3 toplam 6 sn uygulanması arasında, braketlerin mine yüzeyine bağlanma kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (223).

Çalışmamızda yapıştırıcı olarak kullandığımız Transbond XT'nin polimerizasyonu için üretici firmanın önerileri gözönünde bulundurularak, kliniğimizde kullandığımız Standart (1000 mW/cm²), Yüksek Güç (1400 mW/cm²) ve Xtra Güç (3200 mW/cm²) olmak üzere üç polimerizasyon modu bulunan ışık cihazı (Valo Ultradent, South Jordan, Utah), Xtra Güç polimerizasyon modunda ve 3 sn boyunca polimerizasyon amacı için uygulanmış ve porselen braketler dişlere yapıştırılmıştır.

Örnekler, deneylerin yapılacağı zamana kadar belirli bir süre boyunca farklı ortamlarda bekletilmektedir. Çalışmaların çoğunda, çalışmaya hazır hale getirilen örnekler distile su içerisinde 37°C'de bekletilmiştir (1, 46, 48, 50, 59, 60, 65, 74). Ayrıca bazı araştırmacılar, örnekleri ağız içi sıcaklığı taklit eden bir ortamda saklamak için etüvden yararlandıklarını belirtirken; bazıları ise ağız içi sıcaklığın 4° – 55 °C arasında değiştiği düşüncesi ile bu ısıyı taklit edebilmek için belirli düzenekler hazırlanmış ve örnekler ısı değişimi banyosu (Termal siklus) işlemi uygulamışlardır. (215-217). Bu çerçevede çalışmamızda örnekler, literatür bilgisi dahilinde braketler yapıştırıldıktan sonra 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletilmiştir. Sonrasında termal döngü cihazında örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına,

sırayla 5.000 kere batırılmıştır. Her örneğin her bir banyoda bekleme süresi 30 sn olup banyolar arasındaki transfer süresi 15 sn olacak şekilde ayarlanmıştır.

Dişlerin yüzeylerinde birçok nedenden dolayı mine çatlakları görülebilmektedir. Fakat bunun oranı düşüktür. Ortodontik tedavilerden sonra yapılan debonding işlemi sonrası görüldüğü birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (175). Fernandes Kiathara'nın yaptığı bir çalışmada mine çatlaklarını değerlendirmiştir. Bu çalışmada dişlerin debonding öncesi ve sonrasında 6X büyütmede stereomikroskop ile görüntüleri alınmıştır (198). Benzer şekilde Aksakallı ve arkadaşları, porselen laminate veneer kronların üzerine yapıştırdıkları braketlerin lazer ile debonding sonrası, ortaya çıkan mine çatlaklarını stereomikroskop ile değerlendirmiştir (224). Bizim çalışmamızda dişler bonding öncesinde ve debonding sonrasında, stereomikroskop (SMZ 1000 Nikon; Nikon Corporation, Tokyo, Japan) ile 6 X büyütmede fotoğrafları alınmış ve değerlendirilmiştir.

Kitahara ve arkadaşları mine hasarını değerlendirdikleri çalışmada 2 farklı yapıda (polikristalin-monokristalin) seramik braket kullanmışlardır. Tüm gruplarda braketleri, konvansiyonel yöntem ile sökmüşlerdir. Kimyasal olarak bağlanan polikristalin braketlerde debonding sonrasında mine çatlaklarının arttığını saptamışlardır. Mekanik bağlanan monokristalin braketlerde bonding öncesi ve debonding sonrasında mine çatlakları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (175). Bizim çalışmamızda, araştırmacılarla (175) benzer şekilde, konvansiyonel yöntemle debonding yapılan monokristalin braketlerin bonding öncesi ve debonding sonrası mine yüzeyinde oluşan hasarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak araştırmacılardan farklı olarak bizim çalışmamızda polikristalin braketlerde mine çatlağı görülmemiştir. Bu durum mine çatlağı oluşturma açısından mekanik olarak tutuculuğu olan monokristalin braketler, kimyasal olarak tutunan polikristalin braketlere göre daha kolay sökülebildiği söylenebilir. Konvansiyonel yöntemle yapılan debonding işlemi başarısı, uygulayan kişi ve metota bağlı olarak farklılık gösterebilir.

Ahrari ve arkadaşları, mine hasarını değerlendirdikleri çalışmada, polikristalin ve monokristalin braket sistemlerini karşılaştırmışlardır. Her iki braket çeşidinin bir kısmını konvansiyonel yöntem ile, diğer kısmını ise CO₂ lazer ile debonding yapmışlardır. Sonuç olarak bulgularında, CO₂ lazer ile debonding yapılan monokristalin grubu dışında tüm gruplarda mine çatlakları sayısının arttığını belirtmişlerdir (7). Bizim

çalışmamızda da, benzer şekilde monokristalin ve polikristalin braketlere hem konvansiyonel hem lazer kullanılarak debonding yapılmıştır. Sonuçlarımızda, her iki grupta ve her iki yöntem de mine çatlağının oluşmadığı görülmüştür. Bu sonuçlara göre, seramik braketlerin debondinginde Er:YAG lazerin, CO₂ lazere göre daha etkin olduğu söylenebilir.

Debonding işleminde konvansiyonel yöntemlerin yanında lazerlerin kullanıldığı bilinmektedir. Tocchio ve arkadaşlarına göre lazer enerjisi, debonding işlemi sırasında adesiv rezinin termal olarak yumuşaması ile gerçekleşir. Adesiv rezinin bozulması termal yumuşama sırasında braket içinden ısı aktarımı ile gerçekleşir (165). Bu çerçevede CO₂ lazerlerin seramik braketlerin debonding işleminde kullanılabileceği bildirilmiştir (152, 164). Hayakawa, araştırmalarında direkt olarak rezine etki eden farklı lazer tipi olan Nd:YAG lazeri kullanmıştır (163). Nd:YAG lazer; CO₂ lazere oranla daha az seramik absorpsiyonuna sahiptir (165). Yapılan bazı çalışmalarda Er:YAG lazerin, Nd:YAG lazer gibi etki ettiğini ve daha az termal etkisi olduğu belirtilmektedir (225, 226). Er:YAG lazerin daha az olan bu termal etkisi direkt olarak rezin içindeki rezidüel monomer ya da suyun yapısına olan etkisine bağlanmaktadır (151). Yukarıda anlatıldığı gibi lazerlerin çeşitli avantajlarının yanında dezavantajları da bildirilmiştir. Lazerin en önemli dezavantajlarından biri pulpal ısıyı arttırabileceğidir (227). Biz de çalışmamızda pulpal ısıyı etkilemeyeceğini düşündüğümüz Er:YAG lazerin kullanılmasını uygun bulduk. Ayrıca çalışmamızda, Er:YAG lazer ile birlikte dijital olarak kullanılabilen X-Runner tarama sistemi kullanılmıştır. Yapılan literatür incelemelerinde X-runner tarama cihazının debonding işleminde kullanıldığı bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Literatürde pulpal ısı artışına yönelik birçok çalışma yapılmıştır (201, 228). Bu çerçevede pulpal ısının arttığını ve pulpaya zarar verdiğini ya da pulpaya zarar vermediğini gösteren yayınlar bulunmaktadır (227, 228). Sarı ve arkadaşları, Er:YAG lazer ile aktive ettikleri bleaching jelin, pulpal ısıya etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, termokupl uygulaması yapmışlar ve dişleri mine-sement birleşiminin 2 mm altından kesmişlerdir (201). Biz de çalışmamızda pulpal sıcaklığı ölçtüğümüz dişlerde, mine-sement birleşiminin 2 mm altından kestik ve termokupl ucunu yerleştirebilmek için dişlerin lingual yüzeylerinde 1mm genişliğinde yuvarlak delikler açtık.

Araştırmamız sonuçlarına göre, pulpadaki ortalama sıcaklık artışı $3.71^{\circ}\pm 1.15^{\circ}\text{C}$ olarak bulunmuştur. Zach ve Cohen'in (168) pulpal ısıdaki 5.5°C ' nin üzerindeki

sıcaklık artışının pulpada hasar oluşturabileceğini belirtmiştir. Çalışmamızdaki pulpal ısı artışı; en yüksek 5.8°C, en az 2.6°C olarak ölçülmüştür. Ancak, çalışmamızda 1 örnek hariç pulpal sıcaklık değişimi (Δ) 5.5 °C' ve altında bulunmuştur. Bu bulgular çerçevesinde, debonding işlemi sırasında X-runner dijital ucu kullanılarak uygulanan Er:YAG lazerin pulpal ısıya olumsuz etkisi olmadığı söylenebilir. Bu bulgu Zach ve Cohen (168) ve Malkoç ve arkadaşları'nın (229) yaptığı çalışmadaki bulguları ile uyumludur.

Debonding sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı, mine hasarı açısından önemlidir (230). Braket koştuktan sonra diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarının hesaplanması için Artun ve Bergland (231), Bishara ve Trulove (131) belirli indeksler tanımlamışlardır. Bu indeksler, mine hasarının olup olmadığı konusunda, debonding işleminin sağlamlığı açısından bir fikir ve bilgi vermektedir (232). Günümüzde debonding sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcıların değerlendirilmesinde en çok kullanılan indekslerden biri ARI'dır (179). ARI skoru ne kadar yüksek ise, debonding işleminin o kadar sağlıklı olduğu söylenebilir. Birçok araştırmacı mine yüzeyinde kalan adesiv artıklarını değerlendirmek için Artun ve Bergland'ın (231) kullandığı ARI değerlendirmesini kullanmıştır (7, 233). Bizim çalışmamızda da mine yüzeyinde kalan adesiv artıklarını değerlendirmek için ARI skorlaması kullanılmıştır.

ARI skorlaması birkaç yöntemle değerlendirilebilmektedir. Klinik olarak dental ışık altında çıplak göz ile, SEM görüntüleri, 3 boyutlu profiometri, sonlu eleman analizi ve stereomikroskop ile değerlendirilmektedir (179). Değerlendirmeler kendi içerisinde 0, 1, 2 ve 3 arasında skorlanmaktadır. ARI skoru ne kadar yüksek ise debonding işlemi o kadar sağlıklı olduğu söylenebilir (179) Çalışmamızdaki tüm grupların ARI skorlaması stereomikroskop ile değerlendirilmiştir. Lazer grubu ve konvansiyonel gruplar karşılaştırıldığında, tüm gruplarda içinde endüyük ARI skoru (2) lazer polikristalin grupta çıkmıştır. Konvansiyonel grup kendi arasında değerlendirildiğinde polikristalin ve monokristalin braketler arasında ARI skoru açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lazer grubu kendi arasında değerlendirildiğinde; lazer monokristalin grup, lazer polikristalin gruptan ARI skoru açısından yüksek çıkmıştır. Konvansiyonel ve lazer grupları karşılaştırdığımızda ise; konvansiyonel monokristalin grubun ARI skoru, lazer polikristalin gruptan yüksek çıkmıştır. Bu sonuçlar, debonding işleminde mekanik bağlanan monokristalin braketlerin, kimyasal bağlanan polikristalin

braketlerden daha etkili olduğunu gösterebilir. Bu sonuçlar lazer ile yapılan debonding işleminin konvansiyonel yöntemle göre daha etkin olduğunu gösterebilir.

Tehranchi ve arkadaşları (233) , 30 adet polikristalin braket kullanmışlar ve CO₂ lazer ile debonding sonrası kalan yapıştırıcıları ARI skoruna göre incelemişlerdir. Konvansiyonel ve lazer metodunun karşılaştırıldığı bu çalışmada; ARI skoru ortalama değerinin lazer ile debonding yapılan grupta daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda; konvansiyonel yöntemle debonding işlemi ARI skoru açısından kendi içinde değerlendirildiğinde polikristalin ve monokristalin braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lazerle debonding işlemi ARI skoru açısından kendi içinde değerlendirildiğinde, monokristalin grubun ARI skoru, polikristalin grubun ARI skorundan istatistiksel olarak anlamlı ve yüksek çıkmıştır. Polikristalin braketler, her iki yöntem (konvansiyonel-lazer) ve ARI skoru açısından değerlendirildiğinde, konvansiyonel yöntemin ARI skoru, lazerle yapılan gruplardan istatistiksel olarak önemli ve daha yüksek çıkmıştır. Monokristalin braketler, her iki yöntem (konvansiyonel-lazer) ve ARI skoru açısından değerlendirildiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Konvansiyonel ARI skoru bulgularımız, Tehranchi ve arkadaşları (233) nın bulgularıyla örtüşmemektedir. Bizim çalışmamızda konvansiyonel monokristalin ve polikristalin grupları ARI skoru lazer polikristalin gruptan yüksek çıkmıştır.

Mundethu ve arkadaşları, polikristalin braketlere Er:YAG lazer ile debonding uygulamışlar ve ARI skorunu 3 olarak bulmuşlardır (156). Bizim çalışmamızda konvansiyonel monokristalin, konvansiyonel polikristalin ve lazer polikristalin gruplarında örneklerin çoğunda ARI skoru 3 çıkmıştır. Lazer polikristalin grubunda ise örneklerin çoğunda ARI skoru 2 olarak bulunmuştur ve bu grup diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük çıkmıştır.

Öztoprak ve arkadaşları, kendi tarama metodunu kullanarak 60 polikristalin braketi, Er:YAG lazer ve konvansiyonel yöntem ile debonding işlemi uygulamışlardır. 30 adet polikristalin braket 9sn boyunca lazer ile taranmıştır. Diğer 30 adeti ise konvansiyonel olarak debonding işlemi uygulanmıştır. Çalışmaları sonucunda ARI skoru değerlendirmesi yapmışlardır. (8). ARI indeksi skoru konvansiyonel grubunda 0 ve 1 çıkarken, lazer grubunda 2 ve 3 olarak değiştiği görülmüştür.

Bizim çalışmamızda, lazer gruplarında debonding işlemi 9 sn (3 tarama) süresince yapılmıştır. Çalışmamızda polikristalin konvansiyonel grupta ARI skorları 2 ve 3 çoğunluktadır. Polikristalin lazer grubumuzda ise ARI skoru 2 çoğunluktadır. Bizim konvansiyonel ARI skoru bulgularımız Öztoprak ve arkadaşları'nın (8) bulgularından yüksek, lazer grubunda ise benzer çıkmıştır. Çalışmamızdaki ARI skoru bulgularına göre, Er:YAG lazer bulgularımız Mundethu ve arkadaşlarının (156) bulgularıyla benzerdir. Debonding işleminde braketlerin çıkarılmasından sonra, yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunların arasında tungsten karbit frezler (213), elmas frezler (213, 234), abraziv diskler ve lastikler (213), el aletleri (213) ultrasonik aletler (130) ve lazerler (235) kullanılarak yapılan temizlik öne çıkmaktadır.

Braketlerin kullanılmaya başlamasından günümüze kadar, braketlerin sökümü sonrasında kalan adezivin temizlenmesi ve sonrasında mine yüzeyinde ortaya çıkan değişimler hakkında birçok çalışma yapılmıştır. Derleme olarak sunulan bir çalışmada (236) aşağıdaki sonuçlara yer verilmiştir:

-Sabit ortodontik tedavide kullanılan ataşmanlar mineye geri dönüşümü olmayan zararlar vermektedir.

-Arkansas taşı, elmas ve çelik frezler ile lazerin adezivin temizlenmesinde kullanılmaması gerektiği belirtilmiştir.

- Tungsten karbit frezler; Sof – Lex diskler, ultrasonik aletler, el aletleri, abraziv lastikler ve kompozit frezlere nazaran daha etkili ve hızlıdır.

Tungsten karbit frezlerle mineye belli bir mesafede yaklaşıktan sonra, en güvenilir cilalama metodu olarak Sof – Lex diskler ve pomza – su karışımı kullanılmalıdır (236). Çünkü Tungsten karbit frezlerin minenin üst katmanını kaldırıp yüzeyi etkileyebileceği belirtilmiştir.

Çalışmamızda braket sökümü sonrasında dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıkları, 4 mm uzunluğunda 8 bıçaklı tungsten karbit frez ile (Komet Gebr Brasseler GmbH & Co. KG) yapılmıştır. Karbit frezler angulduruvaya takılmış ve düşük hızda yapıştırıcı artıkları temizlenmiştir. Temizleme işlemi sırasında mine yüzeyine zarar verilmemesine dikkat edilmiştir ve diş yüzeyinde adeziv artığı kalmayınca kadar adezivin temizlenmesine devam edilmiştir. Ardından mine yüzeylerine Sof – Lex cila

diskleri uygulanmıştır. Son olarak %1.23 florid içeren cila pastası (Mydent Int. Suffolk, NY, ABD) ve angulduruvaya takılan cilalama lastikleri yardımıyla, fazla basınç uygulamadan cilalama işlemi tamamlanmıştır.

Debonding sonrası dişlerde ortaya çıkan değişimlerin incelenmesine yönelik birçok çalışma yapılmıştır (237). Bu çalışmalar, adesiv yüzeylerinin detaylı incelenmesine yönelik olduğu gibi, mine yüzeylerinin incelendiği çalışmaları da içine almaktadır (178, 204, 237). Mine ve adesiv yüzeylerinin daha detaylı incelenmesinde SEM görüntü ve analizleri yapılabilmektedir (156). SEM analizleri ile debonding sonrası ve adesivlerin temizlenmesi sonrası mine yüzeyinde ortaya çıkan değişimler (kırık, çatlak) tespit edilmektedir (213). SEM ile debonding işleminin başlangıcından (braket sökümü) sonuna (adesivin temizlenmesi) kadar yapılan işlemlerin mine üzerindeki etkileri gözlemlenebilmektedir (156).

Dumbryte ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında, debonding sonrası mine çatlaklarını SEM görüntüleriyle değerlendirmişlerdir. Metal braketleri kullandıkları araştırmalarında, debonding işleminde konvansiyonel yöntem kullanmışlardır. Debonding işlemini Weingart pensi ile yapmışlar ve adesiv yüzeylerinin temizlenmesinden sonra yaptıkları SEM analizinde mikroçatlakların arttığını bulmuşlardır (237). Bizde konvansiyonel grup debondingi de, Weingart pensi ile yapılmıştır.

Lazer ışınının mine yüzeyine gelmeden adesiv içindeki su tarafından absorbe edildiği belirtilmiştir. Ancak adesiv içinde ne ölçüde ilerlediği SEM görüntüleri ile belirlenebilmektedir (156).

Mundethu ve arkadaşları tarafından, 20 adet polikristalin brakete Er:YAG lazer kullanılarak debonding işlemi uygulanmış ve adesiv içindeki lazer ışınının ilerlemesini değerlendirilmiştir. Debonding sonrası alınan SEM görüntülerinde lazer ışınının, 500 µm 'lik adesiv içinde 100 µm ilerlediği görülmüştür (156). Bizde çalışmamızda, Er:YAG lazer ışınının adesiv içerisinde ne kadar ilerlediğini ve mine yüzeyine ulaşip ulaşmadığını SEM görüntüleri ile değerlendirdik. Çalışmamızda, monokristalin braketlerin debonding işleminde Er:YAG lazer ışınının, 670 µm kalınlığındaki adesivin 168 µm bölümüne ilerlediğini (penetre olduğunu) gözlemledik. Polikristalin braketlerin debonding işleminde; Er:YAG lazer ışınının 370 µm kalınlığındaki adesivin 126 µm'lik bölümüne ilerlediğini (penetre olduğunu) gözlemledik. Bulgularımız araştırmacının

bulgularıyla (156) benzerlik göstermiştir. Bu sonuçlar, debonding işleminde Er:YAG lazerin adesiv içinde kaldığı ve dişin mine yüzeyine kadar ulaşamadığını göstermiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Seramik braketlerin (monokristalin-polikristalin), Er:YAG lazer ve konvansiyonel yöntemle debonding işleminde mine kırığı ve çatlağı oluşmamıştır. Seramik braketlerin sökümünde Er:YAG lazer ve konvansiyonel yöntemlerin güvenilir olduğu söylenebilir.

2. Er:YAG lazer X-Runner cihazı, pulpal sıcaklığı kritik seviyeleri aşmayacak şekilde arttırmakla birlikte seramik braketlerin debonding işleminde güvenli bir şekilde kullanılabilir. Monokristalin ve polikristalin braketlerin Er:YAG lazer ile debonding sırasında oluşan sıcaklık değişimleri değerlendirildiğinde, polikristalin braketlerin pulpal ısı miktarı açısından daha güvenilir olduğu söylenebilir.

3. Monokristalin ve polikristalin braketlerin debonding sonrasında alınan SEM görüntülerinden, lazer ışınının mineye ulaşmadığı ve adesiv içinde kaldığı görülmüştür. Mine hasarı açısından Er:YAG lazer ile debonding işleminin bize güvenli bir kullanım sağladığı söylenebilir.

4. ARI indeksinin hemen hemen tüm gruplarda yüksek çıktığı görülmüştür. Bu da adesivin diş yüzeyinde daha fazla kaldığı anlamına gelmektedir. Bu durum, diş minesini sağlığı açısından iyi olmakla beraber, doktorun hasta başında geçirdiği zamanı arttırabilir.

5. Çalışmamızda her iki debonding yönteminde (konvansiyonel ve Er:YAG lazer) braket kırıkları oluşmamıştır. Seramik braketlerin (monokristalin-polikristalin) konvansiyonel debonding işleminde, üretici firmaların debonding prensibine uyulduğu takdirde braket kırıklarının olmayacağı söylenebilir.

6. Er:YAG lazerlerin pahalı olması, ortodonti kliniklerinde yaygın kullanımının önündeki en büyük engeldir.

KAYNAKLAR

1. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 1997;111(4):374-81.
2. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials.* 2005;21(7):616-24.
3. Jena AK, Duggal R, Mehrotra A. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs.* 2007;20(2):101-15.
4. Bishara SE, Ortho D, Truiove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1990;98(2):145-53.
5. O'Rahilly R, Müller F. *Basic human anatomy: a regional study of human structure:* WB Saunders Company; 1983.
6. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2003;123(1):79-83.
7. Ahrari F, Heravi F, Fekrazad R, Farzanegan F, Nakhaei S. Does ultra-pulse CO2 laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets? *Lasers in medical science.* 2012;27(3):567-74.
8. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2010;138(2):195-200.
9. Pavlou M. *Evaluation of Enamel Cracks After Using Different Bracket Types and Debonding Techniques [Master].* Marmara University Institute of Health Sciences: Marmara University; 2013.
10. Tuğçe B. *Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Malzemelerin Ortodontik Tedavideki Etkinliği:* Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2012.
11. Harris A, Joseph V, Rossouw P. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1992;102(3):215-9.
12. Harris A, Joseph V, Rossouw E. Comparison of shear bond strengths of orthodontic resins to ceramic and metal brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO.* 1990;24(12):725.
13. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *American journal of orthodontics.* 1965;51(12):901-12.
14. Swartz ML. Ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO.* 1988;22(2):82-8.

15. Von Fraunhofer J, Allen D. Thermal effects associated with the Nd/YAG dental laser. *The Angle orthodontist*. 1993;63(4):299-304.
16. Graber TM, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. *Orthodontics. Current principles & techniques*, (2005). *European journal of orthodontics*. 2006;28:197.
17. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;116(1):86-92.
18. Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(1):71-7.
19. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(1):34-40.
20. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*: Thieme Stuttgart; 2001.
21. Swartz ML. Ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 1988;22(2):82-8.
22. Oğuz A. Sabit ortodontik tedavide kullanılan seramik braketlerin yapı özelliklerinin incelenmesi. [Doktora tezi]: Ege Üniversitesi; 1999.
23. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1999;116(1):86-92.
24. Elekdag-Turk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *European journal of orthodontics*. 2009;31(1):84-9.
25. Joseph V, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(2):121-5.
26. Thompson RE, Way DC. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *American journal of orthodontics*. 1981;79(3):282-95.
27. Storm E. Debonding ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1990;24(2):91.
28. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(6):552-60.
29. Eliades T, Lekka M, Eliades G, Brantley WA. Surface characterization of ceramic brackets: a multitechnique approach. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;105(1):10-8.
30. Guess M, Watanabe L, Beck F, Crall M. The effect of Silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1988;22(12):788.

31. Iwamoto H, Kawamoto T, Kinoshita Z, editors. Bond Strength Of New Ceramic Brackets As Studied Invitro. *Journal Of Dental Research*; 1987: Amer Assoc Dental Research 1619 Duke St, Alexandria, Va 22314.
32. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1990;98(4):348-53.
33. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1990;98(3):214-21.
34. Eliades T, Katsavrias E, Eliades G. Moisture-insensitive adhesives: reactivity with water and bond strength to wet and saliva-contaminated enamel. *European journal of orthodontics*. 2002;24(1):35-42.
35. Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *The Angle orthodontist*. 1997;67(3):179-82.
36. Franklin S, Garcia-Godoy F. Shear bond strengths and effects on enamel of two ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics : JCO*. 1993;27(2):83-8.
37. Artun J. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. *European journal of orthodontics*. 1997;19(2):219-28.
38. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *The Angle orthodontist*. 1988;58(3):197-203.
39. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: Something old, something new, a review. *Seminars in Orthodontics*. 1997;3(3):178-88.
40. Crispin B. Esthetic moieties: enamel thickness. *J Esthet Dent*. 1993;5:37.
41. Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. *Orthodontics: current principles and techniques*: Elsevier Health Sciences; 2011.
42. Watts DC, Eliades T. *Orthodontic adhesive resins and composites: principles of adhesion. Orthodontic Materials—Scientific and Clinical Aspects*. 2001.
43. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2013.
44. RG C. *Restorative Dental Materials*. 10th Edition, St Louis, Mosby Year Book ed 1997.
45. D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *The Angle orthodontist*. 2005;75(3):410-5.
46. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh DB. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of*

- Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2005;128(6):761-5; quiz 802.
47. Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W, Jr. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2004;125(3):329-36.
 48. Basaran G, Ozer T, Devecioglu Kama J. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *European journal of orthodontics.* 2009;31(3):271-5.
 49. Hajrassie MK, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2007;131(3):384-90.
 50. Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2009;135(4):424.e1-7; discussion -5.
 51. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 1999;116(6):635-41.
 52. Cal-Neto JP, Carvalho F, Almeida RC, Miguel JA. Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *The Angle orthodontist.* 2006;76(3):466-9.
 53. Toroglu MS, Yaylali S. Effects of sandblasting and silica coating on the bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.* 2008;134(2):181e1-7.
 54. Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *European journal of orthodontics.* 1999;21(1):71-8.
 55. Huang TH, Kao CT. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *European journal of orthodontics.* 2001;23(4):433-9.
 56. Larmour C, Bateman G, Stirrups D. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. *The European Journal of Orthodontics.* 2006;28(1):74-7.
 57. Chen H-Y, Su M-Z, Chang H-FF, Chen Y-J, Lan W-H, Lin C-P. Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2007;132(5):680-6.

58. Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P. Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(4):422. e1-. e6.
59. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle orthodontist*. 2002;72(2):141-5.
60. Liu JK, Chuang SF, Chang CY, Pan YJ. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *European journal of orthodontics*. 2004;26(5):531-4.
61. Jonke E, Franz A, Freudenthaler J, König F, Bantleon H-P, Schedle A. Cytotoxicity and shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;30(5):495-502.
62. Van Noort R, Barbour ME. *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials: Elsevier Health Sciences; 2013.*
63. Bulut H, Turkun M, Turkun LS, Isiksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2007;132(1):77-83.
64. Harris AM, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1992;102(3):215-9.
65. Varlik SK, Ulusoy C. Effect of light-cured filled sealant on shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2009;135(2):194-8.
66. Patusco VC, Montenegro G, Lenza MA, Alves de Carvalho A. Bond strength of metallic brackets after dental bleaching. *The Angle orthodontist*. 2009;79(1):122-6.
67. Endo T, Ozoe R, Sanpei S, Shinkai K, Katoh Y, Shimooka S. Effects of moisture conditions of dental enamel surface on bond strength of brackets bonded with moisture-insensitive primer adhesive system. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2008;96(1):50-4.
68. Lowder PD, Foley T, Banting DW. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(2):291-5.
69. Attar N, Taner TU, Tulumen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *The Angle orthodontist*. 2007;77(3):518-23.

70. Fang BJ, Wang W. [Effect of etching concentration on bond strength of the light-cured resin reinforced glass ionomer cement]. *Shanghai kou qiang yi xue = Shanghai journal of stomatology*. 2007;16(1):85-8.
71. Northrup RG, Berzins DW, Bradley TG, Schuckit W. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligating and conventional brackets. *The Angle orthodontist*. 2007;77(4):701-6.
72. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *The Angle orthodontist*. 2006;76(4):694-9.
73. Cal-Neto JP, Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):127-31.
74. Dunn WJ. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate-containing orthodontic resin cement. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2007;131(2):243-7.
75. Bishara SE, Otsby AW, Ajlouni R, Laffoon J, Warren JJ. A new premixed self-etch adhesive for bonding orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2008;78(6):1101-4.
76. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(2):203-8.
77. Ostby AW, Bishara SE, Laffoon J, Warren JJ. Influence of self-etchant application time on bracket shear bond strength. *The Angle orthodontist*. 2007;77(5):885-9.
78. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of modifying the self-etchant bonding protocol on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2007;77(3):504-8.
79. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. A self-conditioner for resin-modified glass ionomers in bonding orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2007;77(4):711-5.
80. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *The Angle orthodontist*. 2007;77(2):337-41.
81. Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA. Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(3):330. e11-. e16.
82. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):123-6.

83. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2005;75(5):832-5.
84. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of antimicrobial monomer-containing adhesive on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2005;75(3):397-9.
85. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;121(5):521-5.
86. Faltermeier A, Behr M, Müssig D. A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(2):144. e1-. e5.
87. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2007;29(6):559-63.
88. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;30(2):176-82.
89. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(3):309-15.
90. Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B. Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2006;76(5):845-50.
91. Nakarnichi J, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion tests. *J Dent Res*. 1983;62(10):1076-81.
92. Cacciafesta V, Sussenberger U, Jost-Brinkmann P-G, Miethke R-R. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *European journal of orthodontics*. 1998;20(2):177-88.
93. Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;112(2):132-7.
94. Arici S, Minors C. The force levels required to mechanically debond ceramic brackets: an in vitro comparative study. *The European Journal of Orthodontics*. 2000;22(3):327-34.
95. Vicente A, Mena A, Ortiz AJ, Bravo LA. Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system. *The Angle orthodontist*. 2009;79(1):127-32.
96. Palomares NB, Cal-Neto J, Sampaio-Filho H, Almeida M, Miguel J. Effect of high-intensity LED units at reduced curing time on in vitro bond strength of orthodontic brackets. *World journal of orthodontics*. 2007;9(3):203-8.
97. Huang TH, Kao CT. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *The European Journal of Orthodontics*. 2001;23(4):433-9.

98. Germec D, Cakan U, Ozdemir FI, Arun T, Cakan M. Shear bond strength of brackets bonded to amalgam with different intermediate resins and adhesives. *The European Journal of Orthodontics*. 2009;31(2):207-12.
99. Jost-Brinkmann P-G, Böhme A. Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. *The journal of adhesive dentistry*. 1998;1(3):243-53.
100. Jost-Brinkmann P, Drost C, Can S. In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic and composite. Part 1: Bonding to precious metals and amalgam. *Journal of orofacial orthopedics= Fortschritte der Kieferorthopädie: Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 1996;57(2):76-87.
101. Eslamian L, Ghassemi A, Amini F, Jafari A, Afrand M. Should silane coupling agents be used when bonding brackets to composite restorations? An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*. 2009;31(3):266-70.
102. Faltermeier A, Behr M. Effect of bracket base conditioning. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2009;135(1):12.e1-5; discussion -3.
103. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(3):297-300.
104. Elvebak BS, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P, Ceen R. Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser. *The Angle orthodontist*. 2006;76(5):837-44.
105. Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. *The Angle orthodontist*. 2006;76(4):682-8.
106. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):410-3.
107. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(5):510-5.
108. Haydar B, Sartkaya S, Cehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *The Angle orthodontist*. 1999;69(5):457-62.
109. Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: an in-vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;132(5):675-9.
110. Owens Jr S, Miller B. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *The Angle orthodontist*. 2000;70(5):352-6.
111. Bishara SE, Fonseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *The Angle orthodontist*. 1994;64(4):277-82.

112. Tavares SW, Consani S, Nouer DF, Magnani MB, Nouer PR, Martins LM. Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Brazilian dental journal*. 2006;17(1):44-8.
113. Malkoc S, Demir A, Sengun A, Ozer F. The effect on shear bond strength of different antimicrobial agents after acid etching. *European journal of orthodontics*. 2005;27(5):484-8.
114. Eliades T, Brantley W. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *The European Journal of Orthodontics*. 2000;22(1):13-23.
115. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;99(4):369-75.
116. Cacciafesta V, Sussenberger U, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *European journal of orthodontics*. 1998;20(2):177-87.
117. Coups-Smith K, Rossouw P, Titley K. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *The Angle orthodontist*. 2003;73(4):436-44.
118. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, De la Higuera B, García-Godoy F. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *The Angle orthodontist*. 2003;73(1):56-63.
119. Bennett CG, Shen C, Waldron J. The effects of debonding on the enamel surface. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1984;18(5):330.
120. Coley-Smith A, Rock W. Distortion of metallic orthodontic brackets after clinical use and debond by two methods. *British journal of orthodontics*. 2014.
121. McGuinness N. Prevention in orthodontics--a review. *Dental update*. 1992;19(4):168-70, 72-5.
122. Zarrinnia K, Eid N, Kehoe M. The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):284-93.
123. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel E, et al. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study. *The Angle orthodontist*. 1999;69(5):463-9.
124. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;117(4):438-43.
125. Heravi F, Rashed R, Raziee L. The effects of bracket removal on enamel. *Aust Orthod J*. 2008;24(2):110-5.
126. Oliver R. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;93(3):196-200.
127. Hajrassie MK, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(3):384-90.

128. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW, Dos Santos Jr J. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach: Quintessence Pub Co; 1996.
129. Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):262-6.
130. Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;103(3):258-66.
131. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part II. Findings and clinical implications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(3):263-73.
132. Giulio Alessandri Bonetti SIP, Daniela Rit Ippolito, Maria Rosari Gatto, and Checchi Luigib. Effects of ultrasonic instrumentation with different scaler-tip angulations on the shear bond strength and bond failure mode of metallic orthodontic brackets 2014. Available from: <http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2014.44.1.44>.
133. Dovgan JS, Walton RE, Bishara SE. Electrothermal debracketing: patient acceptance and effects on the dental pulp. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):249-55.
134. Kearns HP, Sandham JA, Bryan Jones W, Lagerstrom L. Electrothermal debonding of ceramic brackets: an ex vivo study. *British journal of orthodontics*. 1997;24(3):237-42.
135. Stern RH. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*. 1964;43:307,873.
136. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 1965;70(3):601-6.
137. Cecchini RCM, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo CdP. Effect of Er: YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers in surgery and medicine*. 2005;37(5):366-72.
138. Gokcelik A, Ozel Y, Ozel E, Arhun N, Attar N, Firatli S, et al. The influence of Er: YAG laser conditioning versus self-etching adhesives with acid etching on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(6):508-12.
139. Klein AL, Rodrigues LK, Eduardo CP, Nobre dos Santos M, Cury JA. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *European journal of oral sciences*. 2005;113(3):239-44.
140. van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2004;48(4):1017-59.
141. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*. 1984;85(4):333-40.

142. Coluzzi D. Fundamentals of Lasers in Dentistry: Basic Science, Tissue Interaction and Instrumentation (Electronic version). *Journal of Laser Dentistry*. 2008;16:4-10.
143. Wigdor HA, Walsh JT, Jr., Featherstone JD, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers in surgery and medicine*. 1995;16(2):103-33.
144. Beyza T. Fosforik Asit ve Er:YAG lazer ile Yapıştırılan Estetik Braketlerin Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuklarının ve Kopma Bölgelerinin Karşılaştırılması [Doktora]: İstanbul Üniversitesi; 2010.
145. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in surgery and medicine*. 1989;9(4):338-44.
146. Paghdiwala AF. Application of the erbium: YAG laser on hard dental tissues; Measurement of the temperature changes and depth of cut. *Lasers Med Surg Dent*. 1988;64:192-201.
147. Zharikov EV, Zhekov V, Kulevskii L, Murina T, Osiko VV, Prokhorov A, et al. Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda = 2.94 \mu\text{m}$? *Soviet Journal of Quantum Electronics*. 1975;4(8):1039.
148. de Oliveira MT, de Freitas PM, de Paula Eduardo C, Ambrosano GMB, Giannini M. Influence of diamond sono-abrasion, air-abrasion and Er: YAG laser irradiation on bonding of different adhesive systems to dentin. *European journal of dentistry*. 2007;1(3):158.
149. Delmé KIM, De Moor RJG. Scanning electron microscopic evaluation of enamel and dentin surfaces after Er: YAG laser preparation and laser conditioning. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(5):393-401.
150. Correa-Afonso AM, Palma-Dibb RG, Pécora JD. Composite filling removal with erbium: yttrium–aluminum–garnet laser: morphological analyses. *Lasers in medical science*. 2010;25(1):1-7.
151. Chirila TV, Constable IJ, van Saarloos PP, Barrett GD. Laser-induced damage to transparent polymers: chemical effect of short-pulsed (Q-switched) Nd: YAG laser radiation on ophthalmic acrylic biomaterials: I. A review. *Biomaterials*. 1990;11(5):305-12.
152. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1992;101(2):152-8.
153. Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO. Pulpal Thermal Changes following Er-YAG Laser Debonding of Ceramic Brackets. *The Scientific World Journal*. 2014;2014:4.
154. Nalbantgil D, Oztoprak MO, Tozlu M, Arun T. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers in medical science*. 2011;26(6):735-40.
155. Tozlu M, Oztoprak MO, Arun T. Comparison of shear bond strengths of ceramic brackets after different time lags between lasing and debonding. *Lasers in medical science*. 2012;27(6):1151-5.

156. Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R. Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er: YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*. 2014;29(5):1551-6.
157. products FL. The first digitally controlled dental laser handpiece. http://www.fotonacz/public/files/pages/00000322_92943_v1_x_runner_sxpdf.
158. Corpas-Pastor L, Moreno Jv, Garrido Jddl-G, Muriel Vp, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(6):732-7.
159. Martínez-Insua A, da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er: YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):280-8.
160. Von Fraunhofer J, Allen D, Orbell G. Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle orthodontist*. 1993;63(1):73-6.
161. Mimura H, Deguchi T, Obata A, Yamagishi T, Ito M. Comparison of different bonding materials for laser debonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):267-73.
162. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1992;101(2):152-8.
163. Hayakawa K. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2005;128(5):638-47.
164. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 110(4):388-93.
165. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1993;103(2):155-62.
166. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003;123(1):79-83.
167. Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1997;111(2):203-10.

168. Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1965;19:515-30.
169. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *European journal of orthodontics*. 1999;21(2):193-8.
170. Tominaga R. [Effects of He-Ne laser irradiation on fibroblasts derived from scar tissue of rat palatal mucosa]. *Kokubyo Gakkai zasshi The Journal of the Stomatological Society, Japan*. 1990;57(4):580-94.
171. Brabant H, Klees L. Histological contribution to the study of lamellae in human dental enamel. *Int Dent J*. 1958;8:539-44.
172. Staines M, Robinson W, Hood J. Spherical indentation of tooth enamel. *Journal of materials science*. 1981;16(9):2551-6.
173. Atkinson H, Prophet A. The production of artificial lamellae in human enamel. *Brit DJ*. 1953;95:60.
174. Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel. *J dent Res*. 1955;34:948-53.
175. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(4):548-55.
176. Sandholzer MA, Baron K, Heimel P, Metscher BD. Volume analysis of heat-induced cracks in human molars: A preliminary study. *Journal of forensic dental sciences*. 2014;6(2):139.
177. Chauhan R, Tikku A, Chandra A. Detection of residual obturation material after root canal retreatment with three different techniques using a dental operating microscope and a stereomicroscope: An in vitro comparative evaluation. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2012;15(3):218.
178. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *American journal of orthodontics*. 1980;77(3):307-19.
179. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *The Angle orthodontist*. 2009;79(4):773-6.
180. David VA, Staley RN, Bigelow HF, Jakobsen JR. Remnant amount and cleanup for 3 adhesives after debracketing. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;121(3):291-6.
181. Dumbryte I, Linkeviciene L, Malinauskas M, Linkevicius T, Peciuliene V, Tikuisis K. Evaluation of enamel micro-cracks characteristics after removal of metal brackets in adult patients. *The European Journal of Orthodontics*. 2013;35(3):317-22.
182. Bishara SE, Fehr DE, Jakobsen JR. A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;104(2):170-9.

183. Gwinnett AJ. A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;93(4):346-8.
184. Iwamoto H. Bond strength of new ceramic bracket enhanced by silane coating. *Nihon Kyōsei Shika Gakkai zasshi= The journal of Japan Orthodontic Society*. 1987;46(3):547.
185. Rueggeberg FA, Lockwood P. Thermal debracketing of orthodontic resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(1):56-65.
186. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Publishing Company; 2006.
187. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of dentistry*. 1994;22(4):247-51.
188. Longman C, Pearson G. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8(5):411-4.
189. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res*. 1987;66(8):1336-9.
190. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 1991;38(4):339-45.
191. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
192. Chen CC, Huang TH, Kao CT, Ding SJ. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd:YAP laser-irradiated dentin. *Dental materials journal*. 2006;25(3):463-9.
193. Pokarier M, Gage JP. A laboratory study of the effect of thermocycling in saline and artificial saliva on two dentine bonding agents. *Australian dental journal*. 1989;34(3):266-71.
194. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999;27(2):89-99.
195. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*. 2000;79(6):1385-91.
196. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dental Materials*. 1996;12(5):290-4.
197. <http://sdm-gmbh.de/>. SD Mechatronik Thermocycle.
198. Kitahara-Ceia FM, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008;134(4):548-55.

199. Goldstein J, Newbury DE, Echlin P, Joy DC, Romig Jr AD, Lyman CE, et al. Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis: a text for biologists, materials scientists, and geologists: Springer Science & Business Media; 2012.
200. Bhad WA, Hazarey PV. Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(4):410-4.
201. Sari T, Celik G, Usumez A. Temperature rise in pulp and gel during laser-activated bleaching: in vitro. *Lasers in medical science*. 2013;30(2):577-82.
202. Onkan PA. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Farklı Taban Yapılarına Sahip Braket Çeşitlerinin İn Vitro Karşılaştırılması [Phd]: Ege Universty Dentistry Faculty; 2009.
203. Shahabi M, Heravi F, Mokhber N, Karamad R, Bishara SE. Effects on shear bond strength and the enamel surface with an enamel bonding agent. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(3):375-8.
204. Tecco S, Tetè S, D'attilio M, Festa F. Enamel surface after debracketing of orthodontic brackets bonded with flowable orthodontic composite. A comparison with a traditional orthodontic composite resin. *Minerva stomatologica*. 2008;57(3):81-94.
205. Lamper T, Ilie N, Huth KC, Rudzki I, Wichelhaus A, Paschos E. Self-etch adhesives for the bonding of orthodontic brackets: faster, stronger, safer? *Clinical oral investigations*. 2014;18(1):313-9.
206. Ersin M. Sabit Ortodontik Tedavinin Komplikasyonları [Master]: Ege Universty Dentistry Faculty; 2008.
207. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(5):514-9.
208. Linklater RA, Gordon PH. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *Journal of orthodontics*. 2014.
209. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;126(6):703-8.
210. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):260-6.
211. Öztoprak MO, Isik F, Sayinsu K, Arun T, Aydemir B. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(2):238-42.
212. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):414-9.

213. Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *The Angle orthodontist*. 1995;65(2):103-10.
214. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2002;24(6):689-97.
215. Hosseini M, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi S, et al. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel prepared by Er: YAG laser and conventional acid-etching. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. 2012;9(1):20.
216. Berk N, Başaran G, Özer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;30(2):183-9.
217. Üşümez S, Orhan M, Üşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er, Cr: YSGG hydrokinetic laser system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(6):649-56.
218. Brown CL, Way DC. Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. *American journal of orthodontics*. 1978;74(6):663-71.
219. Shinohara MS, Oliveira MTd, Hipólito VD, Giannini M, Goes MFd. SEM analysis of the acid-etched enamel patterns promoted by acidic monomers and phosphoric acids. *Journal of Applied Oral Science*. 2006;14(6):427-35.
220. Vilchis RJS, Hotta Y, Yamamoto K. Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2007;131(5):646-50.
221. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: A comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;111(4):374-81.
222. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(2):277-82.
223. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):610-6.
224. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T, Malkoc MA, Ozturk N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers in medical science*. 2015;30(7):1829-34.
225. Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT. The effect of lasers on dental hard tissues. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):65-70.
226. Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1997;13(4):246-51.

227. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er: YAG laser and high-speed handpieces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(5):447-51.
228. Oelgiesser D, Blasbalg J, Ben-Amar A. Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise. *American journal of dentistry*. 2003;16(2):96-8.
229. Malkoç S, Uysal T, Üşümez S, İşman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(3):379-83.
230. Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):242-8.
231. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*. 1984;85(4):333-40.
232. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ. Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(3):302-7.
233. Tehranchi A, Fekrazad R, Zafar M, Eslami B, Kalhori KA, Gutknecht N. Evaluation of the effects of CO2 laser on debonding of orthodontics porcelain brackets vs. the conventional method. *Lasers in medical science*. 2011;26(5):563-7.
234. Ulusoy Ç. Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17(3):209-15.
235. Smith S, Walsh L, Taverne A. Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. *Journal of clinical laser medicine & surgery*. 1999;17(1):13-8.
236. Janiszewska-Olszowska J, Szatkiewicz T, Tomkowski R, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of Orthodontic Debonding and Adhesive Removal on the Enamel—Current Knowledge and Future Perspectives—a Systematic Review. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*. 2014;20:1991.
237. Dumbryte I, Jonavicius T, Linkeviciene L, Linkevicius T, Peciuliene V, Malinauskas M. Enamel cracks evaluation—A method to predict tooth surface damage during the debonding. *Dental materials journal*. 2015;34(6):828-34.

EKLER

EK.1. ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında İstanbul'da doğdum. İlköğrenimimi Ataköy İlkokulu'nda (1994), orta öğrenimimi Uğur Koleji'nde, lise öğrenimimi Kadıköy Anadolu Lisesi'nde tamamladım (2002). Yükseköğretime 2003 yılında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde başladım. 2004 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne yatay geçiş yaptım. Bu fakülteden 2008 yılında mezun oldum. 2008-2011 yılları arasında serbest dişhekimliği yaptım. 2011 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Ana Bilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. 2013 yılında Araştırma Görevlisi ünvanı ile Bezmialem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde çalışmaya başladım. Halen burada devam etmekteyim. İyi derecede İngilizce bilmekteyim.

EK.2.ETİK KURUL KARARI

Evrak Tarih ve Sayısı: 12/06/2015-8213



T.C.
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 71306642-050.01.04-
Konu : Etik Kurul Kararı

Sayın Prof.Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı - Protetik Anabilim Dalı Başkanı

03.06.2015 tarihinde yapılan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu toplantısında "Er-Yag Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debonding Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması" başlıklı başvurunuz değerlendirilmiş olup karar yazısı ektedir.
Bilgilerinize.

Prof.Dr. Reha ERKOÇ
Başkan

EK :
Karar yazısı (3 sayfa)

10/06/2015 Mem. : M.İNCE
10/06/2015 Mem. : A.KUTLU IŞIK

Mevcut Elektronik İmzalar

REHA ERKOÇ (Klinik Araştırmalar Etik Kurulu - Başkan) 12/06/2015 14:42

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Vatan Caddesi) Fatih / İstanbul
Tel: 0 (212) 523 22 88
E-Posta: info@bezmialem.edu.tr

Ayrıntılı bilgi için irtibat: Merve Ince
Faks: 0 (212) 533 23 26
Elektronik ağı: www.bezmialem.edu.tr

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Er-Yag Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debonding Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

03.06.2015

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Adnan Menderes Bulvarı Vatan caddesi 34093 Fatih/İstanbul
	TELEFON	(0212) 523 22 88 - 1028
	FAKS	(0212) 533 23 26
	E-POSTA	etikkurulu@bezmialem.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÖMEZ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
In vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma (akademik amaçlı / doktora tezi)		<input checked="" type="checkbox"/>	Etkililik, in-vitro		
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLEN DİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>				

Sayfa 1 / 3

Etik Kurul Başkanı
Prof. Dr. Reha ERKOÇ

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Er-Yag Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debonding Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>
	ILAN	<input type="checkbox"/>
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>
	DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 11 / 9	Tarih: 03.06.2015
	<p>Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmacının/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmacının/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.</p> <p>İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.</p>	

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU (2011-KAEK-42) KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Er-Yag Lazer ve Konvansiyonel Yöntemle Yapılan Porselen Braketlerin Debonding Sırasında Oluşan Termal ve Yüzeysel Değişikliklerinin İncelenmesi ve Karşılaştırılması
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Reha ERKOÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E	K	E	H	E	H	
Prof. Dr. Reha ERKOÇ	İç Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Orhan ÖZTURAN	Kulak Burun ve Boğaz Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Faruk ÖKTEM	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Özcan KARAMAN	İç Hastalıkları	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Adem KIRIŞ	Radyoloji	Mehmet Akif Ersoy G.K.D.C Eğitim Araştırma Hastanesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ahmet MIHMANLI	Ağız-Diş ve Çene Cerrahisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hayrullah KÖSE	Biyofizik	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ertuğrul KAYA	Tıbbi Farmakoloji	Düzce Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ömer UYSAL	Bioistatistik ve Tıp Bilişimi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mahmut GÜRGAN	Deontoloji ve Tıp Tarihi	Herhangi bir kurumda çalışmıyor	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. İbrahim TOPÇU	Deontoloji ve Tıp Tarihi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi Tıp Fakültesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Mehmet AKHOROZ	Emekli	Kurum Dışı	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Avukat Aybüke EKİCİ	Hukuk	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

Karar: Onaylandı Reddedildi

Etik Kurul Başkanı
Prof. Dr. Reha ERKOÇ

Sayfa 3 / 3