BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

METAL VE FARKLI TİP SERAMİK BRAKETLERİN SÖKÜMÜ SONUCU MİNE YÜZEYİNDE OLUŞAN HASARIN İN VİTRO İNCELENMESİ

HAZIRLAYAN

Hasan GÜNDAL

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2021

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

METAL VE FARKLI TİP SERAMİK BRAKETLERİN SÖKÜMÜ SONUCU MİNE YÜZEYİNDE OLUŞAN HASARIN İN VİTRO İNCELENMESİ

HAZIRLAYAN

Hasan GÜNDAL

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Burçak KAYA

ANKARA - 2021

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Ortodonti Doktora Programı çerçevesinde Hasan GÜNDAL tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edimiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20/10/2021

Tez Adı: Metal ve Farklı Tip Seramik Braketlerin Sökümü Sonucu Mine Yüzeyinde Oluşan Hasarın İn Vitro İncelenmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)	**İmza**
……	……...
……..	……...
…….	……...
……..	……...
…….	……...

ONAY

……..

Sağlik Bilimleri Enstitüsü Müdürü

…../……/2021

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORİJİNALLİK RAPORU

Öğrencinin Adı, Soyadı	: Hasan GÜNDAL
Öğrencinin Numarası	: 21710590
Anabilim Dalı	: Ortodonti Anabilim Dalı
Programı	: Ortodonti Doktora Programı
Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı	: Prof. Dr. Burçak KAYA
Tez Başlığı	: Metal ve Farklı Tip Seramik Braketlerin Sökümü Sonucu Mine Yüzeyinde Oluşan Hasarın İn Vitro İncelenmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 70 sayfalık kısmına ilişkin, 23/09/2021 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından İthentcate adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 10'dur. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç

2. Alıntılar hariç

3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

"Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını" inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 23/09/2021

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

Prof. Dr. Burçak KAYA

TEŞEKKÜR

Doktora hayatım boyunca ve tezimin her aşamasında büyük sabır, titizlik ve hoşgörüyle değerli vaktini bana ayıran; bilimsel çalışma ve motivasyonuyla örnek aldığım, bir danışmandan çok ablam kadar benden ilgisini ve desteğini esirgemeyen çok sevgili danışman hocam Prof. Dr. Burçak KAYA'ya,

Gerek mesleki gerekse hayat tecrübesiyle birçok konuda yol gösteren, ortodontiyi öğretmek için enerjisini ve ilgisini veren değerli hocam Prof. Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI'ya,

Tezimin başlaması ve ilerlemesinde önemli katkısı olan, her türlü yardım ve desteğiyle her zaman yanımda olan, her türlü bilimsel tecrübesini paylaşan sayın hocam Prof. Dr. Mehmet ÇAĞRI ULUSOY'a,

Ortodonti eğitimim boyunca emek ve bilgilerini hiçbir zaman esigemeyen ve ortodonti eğitimime katkıda bulunan çok değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Nilüfer İrem TUNÇER ve Dr. Öğr. Üyesi Hande PAMUKÇU'ya,

Katkılarını ve desteklerini esirgemeyen çok değerli Dr. Öğr. Üyesi Sinem İNCE BİNGÖL ve Dr. Öğr. Üyesi Azize ATAKAN KOCABALKAN'a,

Desteklerini ve dostluklarını her zaman hissettiğim çok sevgili çalışma arkadaşlarım ve ortodonti ailesinin vazgeçilmez üyeleri çok değerli sekreter ve teknisyen arkadaşlarıma,

Her konuda ve her zaman yanımda olan, desteklerini hep üzerimde hissettiğim ve beni hiç yalnız bırakmayan canım dönem arkadaşım Dt. Hilal GÜNDOĞ'a ve çok sevgili asistan arkadaşlarıma

En büyük sırdaşım, destekçim, mutluluk kaynağım, tanıştığımız günden beri desteğini ve ilgisini üzerimden esirgemeyen, her anımda yüzümü güldürmeyi başaran, hayat arkadaşım, çok sevgili eşim Dr. Dt Elif GÜNDAL'a sonsuz teşekkürler.

ÖZET

Gündal H. "Metal ve Farklı Tip Seramik Braketlerin Sökümü Sonucu Mine Yüzeyinde Oluşan Hasarın İn Vitro İncelenmesi", Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, 2021

Bu çalışmanın amacı; sabit ortodontik aygıtların aktif tedavinin bitiminde dişlerden çıkartılması amacıyla uygulanan debonding işleminin mine yüzeyini nasıl etkilediğini belirlemektedir. Araştırmamız 1 tip metal braket ve 4 farklı tip seramik braketin diş yüzeyinden sökümünden sonra mine yüzeyinin in vitro ortamda değerlendirildiği 5 farklı çalışma grubunu içermektedir. 105 adet çekilmiş premolar diş rastgele 5 gruba ayrılmıştır. Bu dişler kronları dışarıda kalacak şekilde, üçerli gruplar halinde akrilik bloklara gömülmüştür. Bütün premolar dişler çalışma öncesi SEM ile 40X büyütme altında görüntülenmiştir. Birinci gruptaki (A grubu) numunelere Master Series metal braket, ikinci gruptaki (B grubu) numunelere monokristalin Inspire Ice seramik braket, üçüncü gruptaki (C grubu) numunelere silanla kaplanmış monokristalin Inspire Ice seramik braket, dördüncü gruptaki (D grubu) numunelere polikristalin Symetri seramik braket, beşinci gruptaki (E grubu) numunelere silanla kaplanmış polikristalin Symetri seramik braket Transbond XT adeziv rezin kullanılarak yapılmıştır. Yapıştırma işlemini takiben örneklere Universal test cihazı ile sıyırma shear bond kuvvetleri (SBS) uygulanmıştır. MPa cinsinden braket kopması için gereken kuvvet değerleri ölçüldükten sonra ARI skorlaması ile artık yapıştırıcı miktarı belirlenmiştir. Diş yüzeyleri 12 bıçaklı tungsten karbit frez ile temizlendikten sonra braket sökümünün mine yüzeyine etkisini belirlemek amacıyla ikinci SEM görüntüsü alınmış ve hem mine çatlağı sayısındaki hem de en uzun çatlağın boyundaki değişim incelenmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro wilk testi ile incelenmiştir, Grupların arasındaki karşılaştırmalarda One Way ANOVA testi ve değişkenler arası ilişkinin incelenmesinde Pearson korelasyon analizi kullanılmıştır. Tüm gruplar içinde en yüksek SBS değeri E grubunda 20,58 MPa ile tabanına silan uygulanmış Symetri braketlerde bulunmuştur. En düşük SBS değeri, A grubunda 9,46 MPa ile Master Series metal braketlerde bulunmuştur. En yüksek ARI scoru A grubunda görülmüştür. T0-T1 dönemleri arasındaki değişim incelendiğinde "Mine Çatlağı Sayısı" ve "Mine Çatlağı Uzunluğu" değerlerindeki artış A, B, C, gruplarında D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük ($p<0,05$) bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Seramik braket, Debonding, Mine çatlağı

Bu tez çalışması Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve etik kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA20/26) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

Gündal H. "The Investigation of the Damage That Occurs On Enamel Surface As A Result of the Removal of Metal and Different Type Ceramic Brackets: An In Vitro Study", Başkent University, Institute of Health Sciences, Orthodontics Doctorate Program, Ph.D. Thesis, 2021

The aim of this study is to determine how the debonding process applied to remove fixed orthodontic applices at the end of active treatment affects the enamel surface. Our research includes 5 different study groups in which the enamel surface will be evaluated in vitro after the removal of 1 type of metal bracket and 4 different types of ceramic brackets from the tooth surface. 105 exracted premolar teeth are randomly divided into 5 groups. The roots of these teeth were embedded in acrylic blocks in groups of three, leaving the crowns outside. Master Series metal bracket was used for the samples in the first group (group A), monocrystalline Inspire Ice ceramic bracket for the samples in the second group (group B), silane coated monocrystalline Inspire Ice ceramic bracket for the samples in the third group (group C), polycrystalline Symetri ceramic bracket for the samples in the fourth group (group D), silane coated polycrystalline Symetri ceramic bracket for the samples in the fifth group (group E). All brackets were bonded using Transbond XT adhesive resin. SBS (shear bond strength) test was applied using universal test machine following the bonding procedure and shear bond strength values were noted in MPa unit. The amount of residual adhesives were determined by ARI scoring. After cleaning the tooth surfaces with a 12-blade tungsten carbide bur, the second SEM images were taken in order to determine the effect of debonding on the enamel surface, and the change in the number of enamel cracks and the length of the longest enamel crack were examined. Shapiro-Wilk test was used for testing the normality of the variable distribution, One Way ANOVA test was used for the comparisons between the groups and Pearson correlation analysis was used for testing the relationship between variables. Among all groups, the highest SBS value was found in the E group with 20.58 MPa in Symetri brackets with silane applied to the base. The lowest SBS value was found in the Master Series metal brackets with 9.46 MPa in group A. The highest ARI score was seen in group A. The changes observed in "Enamel Crack Number" and "Enamel Crack Length " from T0 to T1 were significantly lower ($p<0,05$) in groups A, B and C compared to Groups D and E.

Keywords: Ceramic bracket; Debonding; Enamel cracks

This study was approved by Başkent University Medical and Health Sciences Research Board and Ethics Committee(Project number: D-KA20/26) and supported by Başkent University Research Fund.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ..... **i**

ÖZET ..... **ii**

ABSTRACT ..... **iv**

İÇİNDEKİLER ..... **vi**

TABLOLAR LİSTESİ ..... **viii**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **ix**

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ ..... **xi**

1. GİRİŞ **1**

2. GENEL BİLGİLER **3**

2.1. Ortodontik Tedavide Bonding **3**

2.1.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi **3**

2.1.2. Mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi **4**

2.1.3. Mine yüzeyine primer uygulanması **5**

2.1.3.1. Neme duyarlı olmayan primerler **5**

2.1.3.2. Self-etching primerler **5**

2.1.4. Braketin diş yüzeyine yapıştırılması **6**

2.1.5. LED ışık kaynakları **8**

2.1.6. Braketler **8**

2.1.6.1. Plastik braketler **8**

2.1.6.2. Metal braketler **9**

2.1.6.3. Seramik braketler **11**

2.1.6.4. Seramik braketlerin üretim şekilleri **11**

2.1.6.4.1. Polikristal alümina seramik braketler **11**

2.1.6.4.2. Monokristal alümina seramik braketler **12**

2.1.6.4.3. Taban özellikleri ve retansiyon mekanizması **12**

2.1.6.4.4. Seramik braketlerin optik özellikleri **14**

2.1.7. Ortodontik tedavide debonding **14**

2.1.7.1. Ataşmanların sökülmesi **14**

2.1.7.2. Seramik braketlerin debondingi **15**

2.1.7.2.1. Mekanik debonding **16**

2.1.7.2.2. Ultrasonik debonding **18**

2.1.7.2.3. Elektrotermal debonding 18
2.1.7.2.4. Lazer debonding 18
2.1.8. Artık adezivin temizlenmesi ve mine yüzeyine etkileri 19
2.1.8.1. Temizleyici pens ile temizleme 19
2.1.8.2. El aleti (küret) ile kazıma 19
2.1.8.3. Ultrasonik temizleyici 19
2.1.8.4. Kumlama ile hava abrazyonu 20
2.1.8.5. Elmas frez ile temizleme 20
2.1.8.6. Tungsten karbit frez ile temizleme 20
2.1.8.7. Aşındırıcı disk ve lastik ile temizleme 21
2.1.9. Hazırlanan örneklerin saklanması 21
2.1.10. Ortodontik debonding için kullanılan test cihazları 22
2.1.10.1. Uygulanan kuvvetin şekli ve yönü 22
2.1.11. Taramalı elektron mikroskobu 23
3. GEREÇ VE YÖNTEM 24
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi 24
3.2. Kullanılan Dişlerin Seçimi 24
3.3. Dişlerin Saklanma Koşulları 25
3.4. Braketlerin Yapıştırılması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması 25
3.5. Braket Sökümü Sonrasında Artık Rezin Miktarının Skorlanması 30
3.6. Braket Sökümü Sonrasında Mine Yüzeyinde Kalan Adezivin Temizlenmesi 31
3.7. Mine Yüzeyinin Taramalı Elektron Mikroskop ile Değerlendirilmesi 32
3.8. İstatistiksel Değerlendirme 34
4. BULGULAR 35
5. TARTIŞMA 48
5.1. Amacın Tartışılması 48
5.2. Yöntemin Tartışılması 49
5.3. Bulguların tartışması 56
6. SONUÇ 60
KAYNAKLAR 61

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Mine yüzey değerlendirilmesinde kullanılan modifiye ARI skorlama yöntemi 30

Tablo 4.1. SBS değerlerinin gruplar arasında dağılımı 35

Tablo 4.2. Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımı 37

Tablo 4.3. Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımı 39

Tablo 4.4. ARI skorunun gruplar arasında dağılımı 41

Tablo 4.5. A grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon 42

Tablo 4.6. B grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon 44

Tablo 4.7. C grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon 45

Tablo 4.8. D grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon 46

Tablo 4.9. E grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon 47

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan diş numuneleri 25

Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Master Series, Inspire Ice, Symetri Clear braketler 26

Şekil 3.3. Braket tabanında kullanılan hidroflorik asit ve silan 26

Şekil 3.4. Çalışmamızda kullanılan % 37 lik ortofosforik asit 27

Şekil 3.5. % 37 lik ortofosforik asitin diş numunelerine uygulanışı 27

Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adesiv primer ve Transbond XT adeziv rezin 28

Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı 28

Şekil 3.8. Braketlenmiş diş numuneleri 28

Şekil 3.9. Universal Test Cihazı 29

Şekil 3.10. Akril bloğa gömülmüş diş numunesi üstündeki brakette bağlanma dayanım testi uygulanması 30

Şekil 3.11. Çalışmamızda ARI indeksini değerlendirmek için kullanılan stereomikroskop 31

Şekil 3.12. ARI indeksini değerlendirmek için alınan 10X büyütme altındaki stereomikroskop görüntüsü 31

Şekil 3.13. Kalan adesivin tungsten karbid frez ile temizlenmesi 32

Şekil 3.14. Polisaj fırçası ve patı 32

Şekil 3.15. Mine yüzeylerindeki çatlakların sayısındaki ve boyutundaki değişikliği incelediğimiz SEM cihazı 33

Şekil 3.16. SEM görüntüleri üzerinde incelenen en uzun çatlağın boyunun ölçümü.. 33

Şekil 3.17. Çalışmada kullanulan numunelerin dağılımı 34

Şekil 4.1. SBS ölçüm değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik 36

Şekil 4.2. Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik 38

Şekil 4.3. Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik 40

Sayfa

Şekil 4.4. ARI skorunun gruplar arasında dağılımı gösteren grafik..... 41

Şekil 4.5. B grubunda SBS değeri ile ARI Skoru arasındaki korelasyon..... 44

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

Å	Ångström
ARI	Adhesive Remnant Index
ark.	Arkadaşları
Bis-GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
BHT	Bütil Hidroksi Toluen
°C	Santigrad derece
CO2 lazer	(Karbon dioksit) lazer
FEM	Finite Element Method (Sonlu Elemanlar Yöntemi)
Kg	Kilogram
LED	Light Emitting Diode
M	Metre
Mm	Milimetre
Mm^2	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
n	Veri sayısı
N	Newton
Nd: YAG lazer	Neodymium-doped ytrium aluminium garnet
p	İstatistiksel anlamlılık
PVC	Polivinil klorür
r	Korelasyon katsayısı
rpm	Revolutions per minute (dakikadaki devir sayısı)
SBS	Shear Bond Strength
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SEP	Self etch primer
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
X	Aritmetik ortalama
YAG lazer	Yttrium aluminium garnet lazer
=	Eşittir
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde

1. GİRİŞ

Günümüzde, insanlar dişlerinin sağlığına ve görünüşüne büyük önem vermekte ve artan estetik beklentiye bağlı olarak daha güzel görünmek istemektedir. Ortodontik tedavi daha düzgün dişler ve estetik bir gülüş için en etkili yoldur. Ortodonti, uyumsuz ve çapraşık dişlerin birbiriyle ilişkilerini teşhis ve kontrol eden diş hekimliğinin özel bir dalıdır ve günümüzde çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Ortodontik tedavi gören hastalarda braket, bant, tüp, ark teli gibi birçok özel ataşmanlar kullanılmaktadır. Braket, bu tedavilerde kullanılan en önemli ataşmandır. Braketler ark telleri ile bağlanıp ortodontik kuvveti dişlere ileterek fonksiyon görürler (1). Ortodontik tedavi sonrasında, yapıştırılan braketler sökülmekte (debonding) ve aktif tedavi sonlandırılmaktadır.

Ortodontik tedavilerde kullanılan braketler farklı tip kimyasal yapı ve özelliklere sahiptirler. Genel olarak braketler 3 ana tipte üretilmektedir. Bunlar; plastik, metal ve seramik braketlerdir. Tedavilerde sıklıkla metal braket kullanılmaktadır, fakat günümüzde estetik beklentilere bağlı olarak estetik braket kullanımı yaygınlaşmaktadır. Teknolojik ilerlemeler ve estetik materyallerdeki gelişim ile birlikte ortodontik tedavi yaptırmak isteyen erişkin hasta sayısı giderek artmaktadır. (2)

1970'de ortodontik tedavi gören erişkin hastaların oranı %3 iken, 1990 yılında %25'e kadar çıkmış ve bu oranın son yıllarda giderek arttığı bildirilmiştir (3). Estetik amaçlı üretilen ilk braketler plastik kompozitlerden üretilmiş ve uzun yıllar kullanılmıştır. Ortodontik tedavi boyunca bu braketlerde görülen slotlarda deformasyon, braket kanatlarında kopma, aşınma ve renk değişimi gibi problemler yeni braketlerin üretilmesine zemin hazırlamış ve seramik braketler ortaya çıkmıştır (1). 1980' lerde üretilen seramik braketler plastik braketlerde oluşan bu problemleri elimine etmiştir (4). Seramik braketlerin en önemli özelliği estetik olmasıdır (5). Seramik braketler renklenmeye karşı oldukça dirençlidir; fakat braket kırıkları, ark teli ile braket arasındaki sürtünmede artış, braketle temas eden karşıt dişlerdeki aşınmalar ve braketlerin sökümü sonrasında minede oluşan çatlaklar dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır (1).

Sabit ortodontik tedavi sonunda, dişlere yapıştırılan braketlerin sökümü sırasında mine yüzeyine hasar verilebilmektedir. Seramik braketlerde ise debonding işlemi daha fazla zarara neden olabilmektedir.

Çalışmamızda, farklı kimyasal-yapısal özellikleri olan braketlerin, aktif ortodontik tedaviden sonra diş yüzeyinden sökülmesiyle mine yüzeyinin ne kadar etkilendiğini saptamak ve elde edilen bilgiler ışığında her hastanın bireysel koşulları için en uygun braketi belirlemek hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Tedavide Bonding

Ortodontik tedavilerde sabit tedavi mekanikleri ya da hareketli apareyler aracılığıyla uygulanan kuvvet dişlere iletilerek dişler hareket ettirilmektedir. Geçmişteki sabit ortodontik tedavilerde yapıştırma yöntemleri ve yapıştırıcı materyallerinin kısıtlı olması sebebiyle tüpler ve braketler diş yüzeyine bantlar yardımıyla yapıştırılmaktaydı. Tüp ve braketleri üzerinde bulunduran bantların her bir dişe yapıştırılması, ortodontistler için çok zor olması ve uzun süre almasının yanında, hasta için de ağrılı olmaktaydı. Ayrıca diş yüzeyinde çok alan kapladığından, çürük insidansı artmakta ve gingival irritasyona bağlı sorunlar ortaya çıkmaktaydı (6,7).

Buonocore (8) ilk defa braketlerin diş üzerine bantlar olmadan yapıştırılmasına öncülük etmiştir. Yaptığı çalışmada %85 fosforik asit uygulamasıyla diş yüzeyini pürüzlendirmiş ve yapıştırıcıların kuvvetli şekilde yapışmasını sağlamıştır.

Newman (9) 1965 yılında braketlerin diş yüzeyine direkt yapıştırılmasını epoksi adezivleri kullanarak sağlamış ve bu uygulamanın ortodontik tedavilerde sürekli kullanılmasını başlatmıştır. 1977 yılında braketler direkt diş yüzeyine yapıştırılarak tedavi edilen hastalarda yapılan araştırma sonuçları yayınlanmış ve direkt yapıştırma tekniği tüm hekimler tarafından kabul edilmiştir (10). Yapıştırma tekniği, teknolojinin ilerlemesi ile birlikte gelişmiş ve gelişmeye de devam etmektedir. Genel olarak yapıştırma işlemleri mine yüzeyinin temizlenmesi, pürüzlendirilmesi ve yapıştırıcı uygulanması esasına dayanmaktadır.

2.1.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi

Mine yüzeyini asit ile pürüzlendirmeden önce organik ve inorganik maddelerin ve pelikılın yüzeyden fırça yardımıyla temizlenmesi gerekmektedir. Asit öncelikle organik tabaka üzerinde etkisini göstermektedir. Bu yüzden yüzeydeki organik tabaka ne kadar az olursa asidin etkinliği de artmaktadır (11,12). Mine yüzeyinde bulunan organik pelikıl tabakası, yapıştırıcı adeziv rezin ile mine yüzeyi arasındaki bağlanma kuvvetini azaltmaktadır (13). Miura ve ark. (14), tutuculuğu arttırmak amacıyla bonding işlemi

öncesinde mine yüzeyinin temizlenmesi gerektiğini ilk defa öne sürmüşlerdir. Yapılan in vitro çalışmalarda, mine yüzeyine polisaj lastikleri ya da polisaj fırçaları ile 10 saniye süresince 20.000 rpm'den daha az hızla flor içermeyen pomza ya da pasta (macun) ile politür yapılmasının mine yüzey temizliği için ideal olduğu gösterilmiştir (15)

2.1.2. Mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirilmesi

Minenin asitlenmesi, yüzeyindeki interprizmatik alanlarda ve mine prizmalarında farklı oranlarda çözünmeye sebep olarak mikropöröz bölgeler oluşturmaktadır. Asitlenmiş mine yüzeyinde prizmalar arasında kalsiyum sülfat ve kalsiyum monofosfat oluşumu görülmektedir. Mine yüzeyinin hava-su spreyi ile yıkanması sonrasında bu artıklar temizlenip mine prizmaları arasında mikro delikler açığa çıkmaktadır (16). Minenin yüzey yapısında meydana gelen bu değişiklikler sonucunda adeziv materyaller ve mine yüzeyi arasında mikromekanik bir tutunma gerçekleşmektedir. Yüzeye asit uygulanmasıyla smear tabakası temizlenir, mineral kristallerinde farklı oranlarda aşınma sağlanarak mikroskobik pürüzlülük sağlanır. Bu sayede mine yüzeyinin ıslanabilirliği artar, yüzey gerilimi azalır ve yapıştırıcı materyalin mikropörözlü yüzeye nüfuz etmesi sağlanır (11). %37 konsantrasyonda 15 saniye ile 30 saniye süre fosforik asit uygulanması arasında bağlanma kuvveti açısından bir farklılık gözlenmez iken, mineye uygulanan asitleme süresi azaldıkça daha az hasar oluşmaktadır (17,18).

Son yıllarda nem hassasiyetini ve uygulama basamaklarını azaltmak için self-etching primer (SEP) sistemlere olan ilgi artmıştır. Konvansiyonel asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyi ile SEP uygulanmış mine yüzeyi mikroskobik olarak farklı yüzey özellikleri sergilemektedir. Geleneksel asitlemede görülen belirgin bal peteği görünümünün tersine, SEP uygulanmış minede 3-4 mikron kalınlığında düzensiz “tag” yani saçakların oluşumu ve düzenli olmayan bir hibrit tabaka gözlemlenmektedir. SEP’ların yüksek kimyasal bağlanma ile mine yüzeyindeki kalsiyumla bağlantı oluşturduğu gösterilmiştir. Fakat geleneksel asitlemede mekanik bağlanma daha fazladır (19). Yapılan bazı araştırmalarda bağlanma dayanıklılığı bakımından SEP ile konvansiyonel %37’lik ortofosforik asit pürüzlendirme teknikleri arasında farklılık yokken, bazı araştırmalarda konvansiyonel yöntemde daha yüksek bağlanma dayanıklılığı bulunmuştur (20–22).

2.1.3. Mine yüzeyine primer uygulanması

Mine yüzeyine asit uygulamasıyla tebeşirimsi kuru beyaz görüntü elde edilir. Daha sonra bu yüzeye ince bir tabaka primer yani astar uygulanır ve braketler yapıştırılır. Primer, asit uygulanmış yüzeyde demineralizasyona engel olmak, braket tutuculuğunu arttırmak ve sızıntıyı azaltmak için uygulanmaktadır. Yapılan çalışmaların sonucunda araştırmacılar, primerlerin kullanılmasıyla ilgili farklı görüşler bildirmişlerdir. Bazı araştımalara göre kullanımına gerek olmadığı söylenirken, bazı araştırmalara göre ise sızıntıya engel olduğu ve bağlanma kuvvetini arttırdığı için kullanılması tavsiye edilmiştir (23,24).

Primerler genellikle neme duyarlı materyallerdir. Fakat kullanımın ardından nem kontrolü daha kolay sağlanmaktadır (25). Kesin olamamakla birlikte çürük oluşmasına engel olduğunu söyleyen araştırmacılar bulunmaktadır (23). Çürüğe karşı korumak için üretilen flor içerikli primerler de bulunmaktadır. Yapılan bir çalışmanın sonucunda primerlerin ışıkla polimerize olanlarının kimyasalla polimerize olanlara göre çürük oluşumunu daha fazla engellediği bildirilmiştir (26).

2.1.3.1. Neme duyarlı olmayan primerler

Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlara çözüm olmak için üretilmişlerdir. Yapılan in vitro çalışmalarda nem varlığında olumlu sonuçlar vermişlerdir (27). Fakat bağlanma kuvvetlerinin hidrofobik olanlara göre daha az olduğu rapor edilmiştir (28). Bu primerlerin nem kontrollünün zor olduğu kanamalı bölgelerde (tam sürmemiş dişler, gömülü kaninler) veya ikinci molar dişler bölgesinde kullanımı uygun olabilir (26). Primerlerin, üretildikleri adeziv rezin markaları ile birlikte kullanılması önerilmektedir (26).

2.1.3.2. Self-etching primerler

Tek kutuda olan bu primerler zamandan kazanç sağlaması ve herhangi bir yıkama veya kurutma işlemine gerek olmaması nedeniyle tercih edilmektedir. Asit ile pürüzlendirme ve astarlama işlemleri tek ürün ile yapılmaktadır.

Self etching primerlerde (SEP) asitlemenin durma mekanizması 3 şekilde meydana gelir. Bu mekanizmalardan birincisi; monomerle bağ oluşturan asit hidroksiapatit

içeriğindeki kalsiyumla bir kompleks oluşturur ve nötralize olur. İkinci mekanizma, primer içeriğindeki solventin uzaklaşması sonucu asit grubunun yoğunlu azalır ve mine yüzeyine asidin geçişi yavaşlar. Üçüncü mekanizma ise, ışık uygulaması sonrasında, primer içeriğindeki monomerin polimerize olarak asidin geçişinin durdurulmasıyla gerçekleşmektedir (26).

Mine yüzeyine geleneksel yöntemle asit uygulaması sonrasında oluşan bal peteği görünümü yerine SEP uygulaması sonrasında düzensiz bir hibrit yapı oluşur. SEP'le bağlantı kimyasal bağlanma şeklinde oluşmaktadır (26).

2.1.4. Braketin diş yüzeyine yapıştırılması

Primer uygulaması sonrasında, braket tabanına yapıştırıcı sürülür ve mineye yapıştırılır. Braketin yapıştırılması şu şekilde olmaktadır; braketin mine yüzeyine yerleştirilmesi, pozisyonlandırılması, uyumlanması ve daha sonra braket etrafındaki yapıştırıcı artığının uzaklaştırılması (10,29).

Braket, bir tutucu yardımıyla tutulur, arka yüzeyine biraz yapıştırıcı sürülür ve en doğru konuma yerleştirilmeye çalışılır. Daha sonra braketin insizogingival ve meziodistal pozisyonu ve dişin uzun eksenine göre angulasyonu düzeltilir (26). Sonrasında bir sondla brakete tek noktadan baskı uygular (30). Kuvvetli bastırılması ile bağlanma direnci artar ve fazla adezivin temizlenmesi aşamasında braket konumundaki bozulma riski daha düşük olur. Ayrıca debonding esnasında temizlenen fazla yapıştırıcı miktarı azalır ve braket base kısmında ideal adeziv penetrasyonu sağlanır (29).

Braket tabanında boşluk kalmasını önlemek amacı ile yapıştırıcının braket tabanına fazla yerleştirilmesi düzensiz yüzeye sahip dişlerde adezyonu daha iyi sağlayacaktır. Artık rezin polimerizasyon öncesinde bir sond ile temizlenebilir ya da polimerizasyon sonrasında bir tungsten karbid frez ile dikkatlice uzaklaştırılabilir (25).

Kompozit rezinler esas olarak 3 ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar, inorganik doldurucu, organik matrix ve kaplayıcı ajandır. Bu ana bileşenler dışında kompozitin sertleşmesini sağlayan aktive edici ve durdurucu ajanlar bulunur.

İnorganik doldurucu kısımda organik matriks içerisinde dağılmış güçlendirici parçacıklar vardır. Bunlar; quartz, cam veya silika benzeri parçacıklardır (31). Doldurucu parçacıkların kullanılma sebebi; kompozitin fiziksel dayanımını arttırmak ve organik materyal oranını düşürmektir. Bunlara ek olarak doldurucu parçacıklar polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini azaltıp çalışmayı kolaylaştırmak için viskositenin artmasını sağlar. İnorganik doldurucu parçacıkların boyutu, dağılımı ve şekli kompozitin özelliğini oluşturur. Kompozitlerde içeriğindeki doldurucunun özelliğine göre de sınıflandırılma yapılabilmektedir (31,32).

Organik matrix, üretan diakrilat veya aromatik oligomerler içerir. En fazla tercih edilen oligomerler trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Oligomerler visköz yapıdadır ve dilüe monomer ile akışkanlıkları artırılabilir (31). Genelde akışkanlığı artırmak gerektiğinde Bis-GMA içerisine TEGDMA ilave edilmelidir (32). Bağlayıcı ajan olarak kullanılan silanlar ise, kaplayıcı ajan adıyla inorganik ve organik gruplar arasında bağ sağladığı için kullanılmaktadır. Işıkla, kimyasal olarak ya da dual cure şeklinde her iki şekilde sertleşen kompozitlerde bunlara ilaveten polimerizasyonu başlatan ve hızlandıran maddeler bulunmaktadır. Işıkla polimerize olanlarda, sertleşmeyi başlatan kamforokinon bulunur. Hızlandırıcı olarak ise karbon bağları kuran organik aminler kullanılmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde ise organik peroksit ve organik amin reaksiyon başlatıcı olarak kullanılmaktadır (31).

Kompozitlerin içinde başlatıcı ve hızlandırıcılar dışında durdurucular da bulunmaktadır. Durdurucuların, kompozitin çalışma zamanını daha uzun hale getirdiği ve raf ömrünü artırdığı belirtilmiştir. En çok tercih edilen durdurucu bütil hidroksitoluendir (BHT). Bunlar kompozitin kendiliğinden polimerizasyonuna engel olmak veya polimerizasyon miktarını azaltmak için kullanılmaktadır. Çalışma mekanizması ise şu şekilde olmaktadır; kompozit ışığa maruz kaldığı zaman serbest radikaller monomer yerine durdurucularla reaksiyona girer ve böylece durdurucular polimerizasyona engel olur. Polimerizasyon ise durdurucular bittiği zaman başlar (31,32).

2.1.5. LED ışık kaynakları

LED ışık kaynakları yarı iletken bağlantı sayesinde elektrolüminesans ile ışık sağlayan cihazlardır. Mills ve ark. (33), halojen ışık kaynaklarının bazı dezavantajlarını elemine etmek için LED ışık kaynaklarının kullanımını önermişlerdir. Bu cihazlarda elektronları ayıran iki farklı iletken bulunmaktadır. Elektrik, bu iki farklı iletkene bağlandığında LED cihazından belirli bir dalga boyunda (430-490 nm) mavi ışık yayılır (26,34). LED ışık kaynaklarının ömürleri ortalama on bin saattir ve bu kullanımda ürettikleri enerji oranındaki azalma çok düşük miktardadır. LED ışık cihazlarının; halojen ışık cihazlarına göre daha iyi bağlanma kuvveti sağlaması, daha uzun kullanım süresine sahip olması ve ışığın dalga boyundaki değişim miktarının daha az olması gibi artıları sebebiyle gün geçtikçe kullanımı artmaktadır (34–36).

2.1.6. Braketler

Ortodontik braketler, sabit ortodontik tedavi sırasında dişlerin sıralanması ve hizalanması maksadıyla kullanılan kuvveti aktarıcı olarak görev yapmaktadır. Dişlerin konumunu düzelterek ve diğer ortodontik apareyler ile birlikte kullanılarak çenelerin konumunu değiştirerek maloklüzyonların düzeltilmesini sağlarlar. Yıllar içerisinde teknolojinin gelişimi ve bireylerin ihtiyaçları göz önüne alınarak farklı materyallerden braketler üretilmiştir. Braketlerdeki etkinliğin artırılmasına yönelik çalışmalar 1970'li yıllarda hız kazanmış ve ortodontide kullanılan braketlerin geliştirilmesinin önünü açmıştır (9). Bu dönemde estetik braketlerin üretimine de başlanmıştır ancak, ağız ortamında çabuk deforme olmaları ve renk değiştirmeleri nedeniyle yeni arayışlara yönlenilmiştir. 1980' lerin ortalarında ise seramik braketler ortodontik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır. Seramik braketler, ilerleyen yıllarda estetik özellikleri sebebiyle hastalar tarafında tercih edilmeye başlanmıştır ve günümüzde de popülerlikleri artarak devam etmektedir (37).

2.1.6.1. Plastik braketler

Teknolojik gelişmeler ve estetik beklentilerin artmasıyla bu braketler 1969 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Polikarbonattan üretilen bu braketlerin kırılmaya ve distorsiyona karşı dirençleri oldukça düşüktür. Bantlamadan sonra bu braketlere geçiş başlangıçta çok cazip gelmiştir. Özellikle anterior dişler için daha çok tercih edilmiştir.

Fakat zamanla braket slotunda aşınma olması diş hareketinin kontrolünü zorlaştırmıştır (25,38,39). Dişe uygulanan tork hareketlerinde plastik braketteki distorsiyonların da arttığı gösterilmiştir (40). Bu braketlerin başka dezavantajları da vardır. Bunlar; renklenmeleri, suyu absorbe etmeleri ve yapıştırılabilmeleri için uyumlu yapıştırıcının seçilmesinin zor olmasıdır (25). Plastik braketlerin renklenme miktarını polimer içeriği, yüzey pürüzlülüğü ve doldurucu içeriği etkiler. Ayrıca su emilimi, beslenme, ağız hijyeni ve ultraviyole ışık da plastik braketlerin renklenmesine sebep olur (41).

Plastik braketler ilk üretildikleri zaman tutuculukları akrilik yapıştırıcılarla sağlanmaktaydı. Ancak günümüzde plastik braketin tabanına yapıştırıcının tutunması için metil metakrilat monomeri gibi bir primer uygulanması ile diakrilatlarla da yapıştırabilmektedirler (42).

Ark teli ile braket slotu arasındaki sürtünmeyi en aza indirgemek için slot kısmı metalle güçlendirilmiş veya taban tutuculuğu mekanik olan plastik braket tipleri üretilmesinin yanında fiber-cam ve cam partikülleriyle güçlendirilmiş olan ve polioksimetilenden (POM) üretilenleri de bulunmaktadır (43). POM braketlerin mekanik özellikleri geliştirilse bile renklenmeleri önemli dezavantajlarıdır (41,44). Yapılan araştırmalarla yapısına cam partikülleri eklenen plastik braketlerin dirençlerinin arttığı belirtilmiştir (45). Plastik braketler slotlarındaki deformasyon ve renklenmeleri gibi dezavantajlarından dolayı ancak kısa süreli ve minumum kuvvet gerektiren tedaviler için uygun olabilir.

2.1.6.2. Metal braketler

Ortodonti alanında en sık kullanılan bu braketler 1967'de kullanılmaya başlanmıştır (46). Metal braketlerin bileşiminde kullanılan materyaller yüksek oranda ostenitik tipte paslanmaz çelik alaşımlardır. Bu braketlerin içeriğinde %17-22 krom ve %8-12 nikel elementi bulunmaktadır (47).

Üretimlerinde nikel, krom ve molibden oran olarak daha fazla bulunurken, karbon ve sülfür oksitlenmeye neden oldukları için daha düşük oranlarda bulunmaktadır (47). Daha sonraki üretimlerinde oksitlenmeyi düşürmek ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için

martensitik fazda çelik kullanılmıştır (25). Nikel alerjisi görülen hastalar için ise nikelsiz krom-kobalt alaşımından yapılan braketler üretilmiştir (47).

Metal braketlerde adeziv rezin ile braket base kısmı arasındaki tutuculuk braket tabanındaki tasarım sayesinde mekanik olarak sağlanmaktadır. Genel olarak metal braketlerde iki farklı taban çeşidi vardır. İlki tabanı lehimlenmiş olanlardır. Bu taban metal brakete sonradan lehimlenerek eklenir. Burada kullanılan tabanlar delikli, ağ örgülü ya da fotoetch (ışıkla pürüzlendirme) şeklinde olabilir. İkincisi ise tabanı ile birlikte bir bütün halinde üretilmiş metal braketlerdir. Bu tipteki braketler monoblok halinde üretilmiştir, yani braket ile taban ayrı değildir. Monoblok olarak üretilen braketlerin tabanları ise lazerle şekillendirilmiş, ızgara şeklinde, ağ örgülü ya da tutucu oluklu olabilir (46).

Dişeti problemlerini azaltmak için braket tabanının dizaynına dikkat edilmelidir. Bu problemden dolayı bazı braketlerin taban formları dişeti konturuna uygun ve küçük olacak şekilde üretilir. Ancak braket tabanının kenarlarda demineralizasyona sebep olmaması ve kuvvetin azalmadan dişe iletilmesi için kanat kısmı braket tabanınından daha dar olmalıdır (25).

Korozyon metal braketler için önemli bir problemdir. Braketlerin iyi yapışmamış bölgesinde, kullanılan alaşım çeşidine bağlı olarak yarık korozyonu oluşabilmektedir (25). Bunun dışında korozyon; braket taban yapısı ve tipi, metal braketlerin termal geri dönüşümü, galvanik akım ve ağız ortamına bağlı olarak da oluşabilmektedir (48). Metal braket yüzeyinde oksijenle teması engelleyen kromhidroksit ve kromoksit tabakası ise korozyon oluşumunu engeller.

Düşen metal braketin yeniden kullanılması amacıyla tabanındaki yapıştırıcının yakılması kromkarbid tabakası oluşturur. Bu tabaka da braketin yapısını zayıflatır ve korozyona yatkın hale getirir. Palanmaz çelik braketlerdeki korozyon ihtimalinden dolayı son zamanlarda biyouyumlu olan titanyum braketlerin kullanımı gündeme gelmiştir (25).

2.1.6.3. Seramik braketler

Ortodontide erişkin hasta sayısının artmasıyla birlikte estetik sorunların gündeme gelmesi klinisyenleri farklı braket sistemleri geliştirmeye teşvik etmiştir. Bu amaçla 1986 yılında teknolojideki gelişmelerin de desteği ile seramik braketler üretilmiştir.

Birinci jenerasyon seramik braketler 1980'li yıllarda piyasaya sürülmüştür. Bu braketlerin üretiminde tabanlarına silan uygulanmış ve bu sebeple adeziv rezinle aralarındaki bağlantı kimyasal bağlanma ile sağlanmıştır. (2,49–51). Bu braketler yapıştırıcı ile kimyasal bağlandıkları için bağlanma kuvvetleri oldukça yüksek bulunmuştur. Bağlanma kuvvetinin yüksek olması ise braketin sökümü sırasında mine çatlaklarına sebep olmuştur (49,51–53). Mine çatlakları oluşması dezavantajını ortadan kaldırmak için ikinci jenerasyon seramik braketler üretilmiştir (50,51). Bu braketlerde braket base kısmı ile yapıştırıcı arasında mekanik olarak bağlanma gerçekleşmektedir. Birinci jenerasyon seramik braketlerdeki yüksek bağlanma dirençlerinden dolayı çıkarma işlemi aşamasında özel söküm aletleri gerekmektedir.

1997 yılında üçüncü jenerasyon seramik braketler üretilmiştir. Braket tabanında dikey olukları bulunan bu braketler, rezin ile braket base kısmı arasında mekanik tutuculuğa sahiptirler (51). Braketlerin dikey olukları çıkarma sırasında dişten daha kolay ayrılmalarını ve braketin kendi içinde kırılmasını sağlar. Bir diğer önemli avantajları ise söküm sırasında farklı bir çıkarma aleti gerektirmemeleridir.

2.1.6.4. Seramik braketlerin üretim şekilleri

Seramik braketler esas olarak alüminyum oksitten üretilmektedir (2). Fakat üretim sırasındaki farklılıklar sebebiyle monokristalin ve polikristalin olarak adlandırılan iki farklı çeşit seramik braket bulunmaktadır. Üretim şekli seramik braketin kullanımında önemli yere sahiptir.

2.1.6.4.1. Polikristal alümina seramik braketler

Eritilip kaynaştırılarak veya sinterleme yapılarak üretilirler. Seramik alüminyum oksit parçacıkların karışımı tamamlandıktan sonra brakete şekil vermek amacıyla kalıplanır. Sonra bu kalıplar ateşe tutulup alimünyum oksit parçaları erimeden birleşmesi

sağlanır. Bu ateş uygulaması aşaması; kalıplama veya sinterleme olarak adlandırılmaktadır (49).

Sinterleme, tekniğin daha kolay olması ve fazla maliyeti olmaması sebebiyle üretici firmalar tarafından daha sık tercih edilmektedir. Fakat porselenin kenarları ve köşeleri genel olarak çok muntazam olamamaktadır. Bu kenar ve köşelerdeki düzensizlikler ve deformiteler 0.001% oranında olsa bile stres altında kırılmaya yatkın alanlar oluşturabilmektedir (49). Braket yüzeyindeki bu düzensiz yapı ve bunun büyüklüğü ışığı yansıtmakta ve braketin opak görünmesine sebep olmaktadır.

2.1.6.4.2. Monokristal alümina seramik braketler

Alüminyum oksit parçacıkları eritilip yavaşça soğutulduktan sonra kristal haline gelmesi beklenilir ve oluşan blok yeniden işlemden geçirilerek şekillendirilir. Bu üretim şekli braketlerdeki stres yaratabilecek düzensizliklerin önüne geçmektedir. Bu seramik braketlerin sertliği sebebiyle yapım aşaması daha çok zaman alır ve maliyeti de daha fazladır. Bu braketlerde keskin köşelerin işleme tabi tutulması braket üzerinde stres yaratır ve kırılmaya neden olabilir (49). Yapısal dayanıklılık seramiğin yüzeyine bağlıdır, bu sebeple monokristalin braketler polikristalin braketlere göre daha dayanaklı braketlerdir (49). Fakat kırılma dayanıklılığı monokristalin braketlerde daha düşüktür. Braket yüzeyinde bir çentik olması, seramiğin kırılmaması için gereken dayanım direncini çok düşürmektedir. Yapısında bulunan partiküllerin düzensizliğinin daha az ya da boyutunun küçültülmüş olması seramik braketin daha şeffaf görünmesine sebep olmaktadır. Yapısındaki tanecik büyüklüğü arttıkça braketin yapısal dayanımı azalmaktadır (2). Söküm öncesinde metal braketlere uygulanan kuvvetle braket esnemesi yaklaşık %20 iken seramik braketlerde bu oran %1'dir. Bu durum seramik braketlerin kuvvetler karşısında daha kırılgan olmasına sebep olur.

2.1.6.4.3. Taban özellikleri ve retansiyon mekanizması

Seramikler yapısal özellikleri nedeniyle farklı materyallerle tepkimeye girmezler ve yapıştırıcılarla kimyasal bağlanma sağlayamazlar. Bu sebeple seramik braketlerde tutuculuk farklı iki yöntemle sağlanmaktadır (49).

Birinci yöntem kimyasal tutuculuktur. Braket tabanına az miktarda silan sürülerek ince bir ara tabaka oluşturulur. Böylece yapıştırıcı ile braket arasında kimyasal bir bağlantı sağlanır (51,54,55). Bu amaçla seksenli yıllarda seramik braketler tabanları silanla kaplanarak üretilmiştir ve bu kimyasal bağlanma sağlayan braketler birinci jenerasyon seramik braketler olarak adlandırılmıştır.

İkinci yöntem mekanik tutuculuktur. Braketlerin tabanında oluşturulan çentik veya oluk ya da eklenen parçalar sayesinde tutuculuk sağlanmaktadır. Bu yapılar sayesinde braket ile yapıştırıcı rezin arasında mekanik tutuculuk sağlanmış olur (51,54,56). 90'lı yılların başında mekanik olarak bağlanan bu ikinci jenerasyon braketler üretilmeye başlanmıştır (50,51).

Bununla birlikte hem mekanik hem kimyasal bağlanmaya sahip braketler de vardır. Kimyasal olarak bağlanan seramik braketlerin bağlanma kuvvetlerinin, geleneksel metal braketlerle kıyaslandığında çok yüksek olduğunu bildiren çalışmalar varken (49,53,56,57), herhangi bir fark olmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (1). Bu yüksek bağlanma kuvveti sebebiyle braket söküm işlemi sırasında ayrılma; mineye daha az hasar veren adeziv-braket arayüzeyi yerine, mine hasarının daha fazla olduğu adeziv-mine arayüzeyine doğru kaymıştır. Adeziv-mine arayüzeyinde gerçekleşen bu ayrılma mine hasarı riskini arttırmaktadır (49,55). Araştırmacılar, mine hasarının yalnız yüksek bağlanma kuvvetinden değil, aynı zamanda braketlerin söküm sırasında esnememesinden de kaynaklı olduğunu bildirmişlerdir (58).

Mine hasarı riskini azaltırken tutuculuğu arttırmak için son dönemlerde mekanik tutuculuğu olan seramik braketlerin taban oluklarının içine kimyasal tutuculuktan da faydalanmak maksadıyla silan uygulanmıştır. Bunun bağlanma kuvvetini arttırdığını söyleyen araştırmacılar varken (49,55), değiştirmediğini (1,49,59), hatta düşürdüğünü (49) söyleyen araştırmacılar da vardır. Ancak mine hasarı riski tam olarak ortadan kaldırılamadığından ve seramik braketlerin sökümünün zor olmasından dolayı, braket sökümünü kolaylaştırıcı dikey olukların bulunduğu mekanik tutuculu braketler 1997 yılında üçüncü jerasyon braketler olarak üretilmiştir (51). Bu dikey oluklar söküm sırasında braketin kendi içinde kırılmasını ve dişten daha kolay ayrılmasını sağlamaktadır.

2.1.6.4.4. Seramik braketlerin optik özellikleri

Seramik braketlerin translüsentliği ve tedavi süresince renk stabilitesi estetiğe önem veren hastalar açısından dikkat edilen özelliklerdendir. Monokristalin seramik braketler, polikristalin seramik braketlere göre daha fazla optik berraklığa sahiptirler (37,60).

Yapılan in vitro çalışmalarda; seramik braketlerin kahve, çay, kola, kırmızı şarap gibi renkli içeceklere maruz kaldığında renklendiği sonucuna varılmıştır (49). Seramik braketlerin optik özelliklerine bağlı olan ışık geçirgenliği miktarı, ışıkla sertleşen yapıştırıcının sertleşme verimini de etkilemektedir. Polimer ağına sahip polikristalin seramik braketlerin ışık geçirgenliği, monokristalin seramik braketlerden daha azdır (61).

2.1.7. Ortodontik tedavide debonding

Ortodontik debonding işlemi, tedavi için mineye yapıştırılan braketlerin çeşitli yöntemlerle çıkarılmasını ve artık adeziv rezinlerin temizlenmesini içermektedir. Bu işlemlerde temel amaç, mine yüzeyine zarar vermeden temizliğin gerçekleştirilmesidir (36). Fakat söküm sırasında mine yüzeyinde oluşturulan zararlar sebebiyle braketlerin çıkarılması için yapılan işlemlerin güvenilirliliği tartışmalara sebep olmuştur. Asitleme nedeniyle adezivlerin mine yüzeyine infiltre olması ve adeziv temizleme frezlerinin mine yüzeyinden daha sert olması nedeniyle mine yüzeyine zarar verilmektedir. Fakat şimdiye kadar minede iatrojenik zarar oluşturmadan uygulanan bir debonding yöntemi bulunmamaktadır (62). Oluşan bu mine hasarı birkaç faktöre bağlıdır. Kullanılan yapıştırıcının mine yüzeyine bağlanma biçimi, oluşturduğu bağlanma kuvveti (SBS), braketin mine yüzeyinden söküm şekli ve mine yüzeyinde kalan artık rezinin temizlenme şekli bu etkenlerin başlıcalarıdır (7,34,63).

2.1.7.1. Ataşmanların sökülmesi

Braketlerin tedavi süresince hekimin uyguladığı ortodontik kuvvetlere ve hastaların çiğneme ile parafonksiyonları sonucu meydana gelen kuvvetlere dirençli olması gerekmektedir. Fakat bağlanma için istenilen kuvvet; braketlerin sökümü sırasında minenin iç gerilim kuvveti olan 11-25 MPa aralığından küçük olmalıdır (7,64–66). Aksi durumda minenin bütünlüğü bozulabilir.

Arhun ve Arman (63) ortodontik braketlerin sökümünün mine yüzeyindeki etkisini inceledikleri derlemede, braketin mineye hasar vermeden sökümü için maksimum SBS değerinin yaklaşık 14 MPa olan koheziv bağlanma direncinden düşük olması gerektiğini söylemişler ve 12,75 MPa'dan düşük olan bağlanma kuvvetlerinin mine için daha güvenli sınır olduğunu belirtmişlerdir.

Braketlerin söküm işlemi aşamasında, mine üzerinde iatrojenik zarar oluşma ihtimali vardır. Söküm işlemi sırasında kırılma bölgeleri; braket ile adeziv arayüzeyinde (koheziv kırılma), adezivin kendi içinde ya da adeziv ile mine ara yüzeyinde (adeziv kırılma) olabilir. Oluşan kırılma tiplerinin hangisinin mineye daha az zarar vereceğiyle ilgili iki farklı düşünce bulunmaktadır. Bu düşüncelerden biri mine ile adeziv arayüzünde kırılma (adeziv kırılma) oluşması sonucunda diş yüzeyinde daha az yapıştırıcı kalacağı için mine yüzeyini temizleme işleminin kolaylaşacağını savunurken, diğer düşünce ise braket ile yapıştırıcı arayüzünde kırılma (koheziv kırılma) oluşması sonucunda mineye hasar verme olasılığının daha az olacağını savunmaktadır (63).

Ortodontik tedavide plastik, metal ve seramik yapıdaki braketler kullanılmaktadır. Metal ve plastik braketlerin, ortodontide sık kullanılan Howe, Weinguard veya yan kesici gibi penslerle sökümü gerçekleştirilebilmektedir. Sıkma ve çekme kuvvetleri etkisiyle braket tabanı ile yapıştırıcı madde arasında kopma meydana gelmektedir. Bu teknikte çoğunlukla braket tabanı ve kanatları deforme olur ve yapıştırıcının büyük bir kısmı mine üzerinde kalır (25,34,64,67). Söküm işlemi metal braketlerde seramik braketlere göre daha güvenilir ve daha kolay bir şekilde sağlanmaktadır. Seramik braketlerde ise söküm esnasında esneme olmamaktadır. Bu yüzden söküm işlemi braket ve mine yüzeyinde çok fazla periferik stres oluşturmaktadır. Kopma mine ile adeziv arasında olduğunda minede oluşan zarar daha fazla olmaktadır (68,69). Bu dezavantajları azaltabilmek için seramik braketlerin dizaynı geliştirilmektedir (51,70). Seramik baketlerin sökülmesi sırasında mine yüzeyinde oluşabilecek hasarı engellemek için farklı yöntemler de uygulanmaktadır.

2.1.7.2. Seramik braketlerin debondingi

Erişkin hastaların ortodontik tedavi isteklerindeki artış nedeniyle son yıllarda metal braketler yerine sıklıkla estetik braketler kullanılmaya başlanmıştır. Bu amaçla ilk olarak plastik braketler üretilmiştir. 1980'lerin ortalarında ise plastik braketlere alternatif olarak,

ortodontik kuvvetlere ve renk değiştirmeye dayanıklı seramik braketler piyasaya sürülmüştür. Ancak bu braketlerin de dezavantajı, debonding esnasında metal braketlere göre daha zor sökülmeleri ve mineye zarar vermeleridir (71).

Debonding terimi; sabit ortodontik ataçmanların ve tüm artık yapıştırıcının mine yüzeyinden kaldırılması ve mümkün olduğunca mineye herhangi bir iatrojenik hasar vermeden minenin tedavi öncesindeki durumunun geri kazanılmasını ifade eder (25). Kullanılan yapıştırıcılar ile mine arasındaki renk benzerliği, debonding işlemi sırasında mine yüzeyinde bir miktar yapıştırıcı kalmasına neden olabilir ve zamanla renk değiştiren artık yapıştırıcı estetik bir sorun oluşmasına neden olabilir. Hosein ve ark. (72) debonding ve temizleme prosedürleri sırasında, bonding işlemindeki asitleme aşamasından daha fazla mine kaybı yaşandığını belirtmişlerdir.

Seramik braketlerin sertlikleri nedeniyle antagonist dişlere çarpmaları durumunda bu dişlerin insizal kenarlarında aşınmalar görüldüğü tespit edilmiştir. Ayrıca seramik braketlerin esnek olmayan yapılarının, debonding işlemi sırasında, adeziv ile mine yüzeyi arasında bir stres alanı oluşturabildiği ve mine çatlaklarına ve kırıklarına neden olabildiği bildirilmiştir (73).

Seramik braketlerin sökümü için birçok yöntem önerilmiştir. Amaç; söküm işlemini kolaylaştırmak ve braketin sökümü aşamasında çıkabilecek olumsuz etkileri en aza indirgemektir. Bu söküm yöntemleri; mekanik debonding, ultrasonik debonding, elektrotermal debonding ve lazer debondingdir.

2.1.7.2.1. Mekanik debonding

Seramik braketlerin kullanılmaya başlanmasıyla mine çatlağı ve brakette meydana gelen kırılmalara daha fazla dikkat çekilmiştir (37). Braketlerin üretim şekillerindeki ve tutuculuklarındaki farklılıklar sebebiyle söküm sırasında çeşitli durumlar ortaya çıkabilmektedir. Örneğin mekanik retansiyona sahip bir seramik braket kimyasal retansiyona sahip braketten daha az mine hasarına sebep olabilmektedir (74).

Seramik braketler söküm sırasında sert materyal olmaları nedeniyle esneyemezler ve bu durum oldukça zor sökülmelerine veya bazı braketlerin kırılıp mine üzerinde kalmasına

sebep olur. Bundan dolayı metal braketlerin sökülmesinde kullanılan yöntemler seramik braketlerin sökümünde işe yaramamaktadır. Seramik braketlerin piyasaya çıktığı ilk zamanlarda özel söküm pensleri üretilmediğinden hem söküm işlemi zor olmakta hem de dişlere aşırı kuvvet uygulanmaktaydı (25). Son zamanlarda ise seramik braketlerin üretici firmaları tarafından özel söküm pensleri üretilmektedir (75). Özel söküm pensleri yapıştırıcı içinde stres oluşturarak adeziv rezin içindeki koheziv kuvveti bozarak braket-adeziv arasında kırılmayı zorlar ya da braketi deforme ederek ayrılmasını sağlar. Keskin ve küçük kenarlı söküm pensleri ile yapılan işlemlerde diş yüzeyinde daha küçük kuvvetler oluşmaktadır.

Araştırmalarda seramik braketlerin sökümünde geleneksel mekanik söküm yöntemleri kullanıldığı zaman mine yüzeyinde hasar olabildiği bildirilmiştir (53). Ayrıca dişte daha önceden var olan ve bütünlüğü bozan mine çatlakları, defektler, kanal tedavisi veya geniş restorasyonlar bulunması sebebiyle dişler kırılmaya daha da yatkın olmaktadır. Bu yüzden bu tür dişlerde mümkün olduğu sürece seramik braketin kullanılmaması tavsiye edilmektedir. Söküm sırasında uygulanan kuvvetler ağrıya da sebep olabilmektedir. Aktif tedavinin sonunda oldukça hassas ve hareketli olan dişlere seramik braketleri çıkarmak için yüksek kuvvetler uygularken ağrıyı ve rahatsızlığı azaltmak için dişlere ekstra dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla hasta bir pamuk ruloyu sıkıca ısırmalı ya da hekim parmaklarıyla dişleri desteklemelidir. İlk olarak braketin çevresindeki artık kompozit temizlenirse braketin kırılma ihtimali azalmaktadır. Bu sayede söküm pensi braket tabanı ile yapıştırıcı ara yüzeyine daha iyi oturabilir ve braketin en sağlam taban kısmına sökme kuvveti daha iyi iletilir (38).

Söküm esnasında seramik braketlerin kanatlarında kırıklar çok sık olmaktadır. Braketten kırılan parçacıkların oral mukozaya zarar verme veya hastanın bu parçaları aspire etme riski bulunmaktadır. Riski azaltmak için hastanın ağzına spanç yerleştirilip ağzı kapalıyken söküm yapılması tavsiye edilmiştir. Hekim ise gözlerini korumak için gözlük kullanmalıdır. Bazı söküm penslerinde özel tasarlanmış uçlar sayesinde parçaların etrafa ya da hastanın ağzına sıçraması engellenebilmektedir. Braket sökücü penslerin uçları seramikle temas etmesiyle keskinliğini giderek kaybetmekte ve bu sebeple braketin sökümü zamanla zorlaşmaktadır. 50 braket sökümünden sonra uçların değiştirilmesi ya da değiştirilmeyen tip uç ise keskinliğinin azalacağının bilinmesi gerekmektedir (49).

2.1.7.2.2. Ultrasonik debonding

Ultrasonik debonding için tasarlanmış özel uçlar yapıştırıcı-braket birleşim bölgesine yerleştirilerek ve yapıştırıcı aşındırılarak söküm için gerekli olan kuvvet azaltılır. Fakat herbir yapıştırıcı-braket ara yüzeyi için 30 ila 60 sn süre gerekmektedir. Diğer yöntemlere göre süre açısından dezavantajlı bir yöntemdir. Uygulama sırasında uçların aşınması nedeniyle seramik yüzeye doğru kayma olabilmektedir. Bunun sonucunda oluşan yüksek ısının pulpaya verebileceği zararlı etkileri önleyebilmek için su soğutması altında yapılması gerekmektedir. Bu sebeple günümüzde seramik braketlerin sökümünde tavsiye edilen bir yöntem değildir (2,49).

2.1.7.2.3. Elektrotermal debonding

Elektrotermal cihazlar kablosuz şarj edilebilir özellikte olup, brakete dokundurulduğunda ısıyla braket tabanındaki yapıştırıcının erimesini sağlarken aynı zamanda braketi dişten ayıran kuvvet uygulamaktadırlar. Yapıştırıcının yumuşaması braketin dişten kolay ayrılmasını sağlamaktadır. Böylece braket sökümü için gereken kuvvet azalmaktadır. Bu teknik etkili ve hızlı bir yöntemdir. Ucunun ısınmasıyla pulpaya verdiği zarar en büyük dezavantajıdır (2,49). Fakat çalışma süresinin kısa olması bu zararlı etkinin oluşumunu azaltmaktadır. Cihazın büyük oluşu ağız ortamında, özellikle premolar bölgesinde çalışmayı zorlaştırmaktadır. Ayrıca uygulama sırasında düşen braketin sıcak olması sebebiyle mukoza yanıkları meydana gelebilmektedir (2).

2.1.7.2.4. Lazer debonding

Nd:YAG lazer ve CO_2 lazerlerin braket sökümünde beraber kullanımı brakete dişleri sökücü kuvvet uygular. Elektrotermal sistemdekine benzer olarak lazer uygulama sonrası yapıştırıcıda yumuşama sağlanır ve söküm için daha az kuvvet gerekir. Polikristal braketler için gereken lazer uygulaması monokristal braketlere kıyasla iki katı kadar fazla olmaktadır (2,49). Lazer uygulandıktan sonra geçen süre boyunca yumuşama azalmaktadır. Bu nedenle dişlere uygulandıktan sonra braketler hemen çıkarılmalıdır.

Lazer ile seramik braketlerin sökülmesi hala pratikte kullanılmamasına rağmen, bilinen geleneksel yöntemle kıyaslandığında dişe iletilen kuvvet, mine hasarı ve braket

kırılmalarını azalttığı için avantajlıdır. Hasta açısından daha az ağrı verici ve daha az travmatik bir yöntemdir. Pulpaya hasar verebilecek kadar yüksek ısıya sebep olması ve pahalı bir cihaz olması ise en büyük dezavantajıdır.

2.1.8. Artık adezivin temizlenmesi ve mine yüzeyine etkileri

Braketlerin ve ataşmanların söküm işleminden sonra mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi gerekmektedir ve bunun için birçok teknik geliştirilmiştir. Bu teknikler; pens ile temizleme, el aletleri ile kazıma, ultrasonik aletlerle temizleme, kumlama ve hava abrazyonu farklı materyallerden üretilmiş frezler ile temizleme, lastik ve abraziv disklerle temizleme olarak sınıflanabilir.

2.1.8.1. Temizleyici pens ile temizleme

Bu teknikte artık rezini temizleyici özel pens ile mine yüzeyinde kalan rezin artıklarına gingivo-okluzal yönde kuvvet uygulanmaktadır. Pensin dişin okluzal tarafına gelen kısmında plastik stoper ve diğer tarafında ise artık rezini temizlemeyi sağlayan keskin uç bulunmaktadır. Pens ile sıyırma kuvveti uygulanmakta ve artıklar temizlenmektedir. Dikkatli kullanılmalıdır. Aksi takdirde diş yüzeyinde kalıcı hasarlar oluşturabileceği ve yapıştırıcı materyalin diş yüzeyinden tam temizlenmeden kalabileceği yapılan araştırmalarda gösterilmektedir (76,77).

2.1.8.2. El aleti (küret) ile kazıma

Küret ile temizlemede, artık rezin mine yüzeyinden gingivo-insizal yönde sıyırma hareketi uygulanarak temizlenmektedir. Bu yöntemle diş yüzeyinde kalıcı çizikler ve çukurlar oluşabileceği için tercih edilmemektedir (78,79).

2.1.8.3. Ultrasonik temizleyici

Bu teknikte yüksek frekanaslı ses dalgaları üreten özel cihazlar yardımıyla adeziv rezin artıkları temizlenir. Ultrasonik temizleyiciler, mine yüzeyinin temizliği amacıyla kullanılan ve yapılacak işleme göre ultrasonik titreşim yapmayı sağlayan, değiştirilebilir uçlara sahip cihazlardır. Artık rezinin uzaklaştırılmasında kolay temizleme özelliğine

sahiptirler. Ancak salınım hareketinden dolayı diş yüzeyinde hasara sebep olabilmektedirler (25,72).

2.1.8.4. Kumlama ile hava abrazyonu

Bu yöntemde alüminyum oksit partiküllerinin veya pudra formundaki biyoaktif cam partiküllerinin kontrollü olarak diş yüzeyine püskürtülmesiyle kompozit artıklarının temizlenmesi amaçlanmaktadır (80). Banerjee ve ark. (81), ortodontik kompozit artıklarının temizlenmesinde kullanılan aluminyum oksit hava abrazyonunun, biyoaktif cam partiküllerinin hava abrazyonuna göre minede daha fazla hasara sebep olduğunu bildirmişlerdir.

2.1.8.5. Elmas frez ile temizleme

Kullanım amacına göre tasarlanmış çok farklı çeşitte ve farklı gren büyüklüğünde elmas frezler bulunmaktadır. Braketlerin sökülmesinden sonra artık yapıştırıcının kaldırılmasında çok etkilidirler. Ancak mine yüzeyinde ciddi çizikler ve hasarlar oluşturdukları için tercih edilmemektedirler (82–84).

2.1.8.6. Tungsten karbit frez ile temizleme

Tungsten karbit frez ile temizleme, ortodontik tedavide kullanılan sabit braketlerin sökülmesi sonrasında artık rezini temizlemek için en sık kullanılan tekniktir. Tungsten karbit frezin sertlik düzeyi Vickers sertlik skalasına göre 1700-2400 kg/mm² arasında bulunmaktadır. Bu ölçüm diş minesi için 300-350 kg/mm², kompozit rezin için 20-100 kg/mm² arasında farklılık göstermektedir (85). Tungsten karbit frez mine yüzeyinden daha sert olduğu için uygulama esnasında mineye hasar vermemek amacıyla dikkatli kullanılmalıdır.

Tungsten karbit frezle ve farklı tekniklerle yapılan temizlemelerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, mineye en az hasar veren tekniğin tungsten karbit frezle temizleme olduğu bildirilmiştir (77–79,82,86).

Artık rezinin temizlenmesinin diş çevre dokularına, mineye ve pulpaya zarar vermeden yapılması önemlidir. Anguldruvalarla yüzey temizlenmesi sırasında oluşan

ısıdaki hissedilecek artış pulpal dokularda ciddi hasara sebep olabilmektedir. Yapılan bu işlem sırasında dişe uygulanan kuvvet önemlidir. Ayrıca, kullanılan frezlerin şekli, yapısı, cinsi, soğutma biçimi ve dakikadaki dönme hızı önemli faktörlerdir (87,88) Yapılan çalışmalarda tungsten karbit frezle artık rezin temizlenirken 10.000-30.000 rpm arasındaki hızların ideal olduğu rapor edilmiştir. Daha yavaş turların yetersiz temizleme yaptığı ve dişte daha fazla titreşim yapması sebebiyle hastaya rahatsızlık verdiği, daha hızlı turların ise diş yüzeyinde hasara yol açabileceği bildirilmiştir (89,90).

Campbell (91) araştırmasında diş yüzeyinde en az hasara ve en az pürüz oluşumuna neden olmak için adeziv rezini temizleme amacıyla, yavaş devirde tungsten karbit frezle temizlemenin ardından ince grenli alüminyum oksit disklerle polisaj yapılmasını, sonra dişin yüzeyine lastik frez ile pomza yapılmasını ve en son aluminyum oksit içerikli silikon frezlerin diş yüzeyine düşük turda uygulanması gerektiğini rapor etmiştir.

2.1.8.7. Aşındırıcı disk ve lastik ile temizleme

Firmalar kompozit rezin aşındırıcı disklerini, farklı boyutlarda ve farklı aşındırıcı partikül büyüklüğüyle üretmektedir. Frezlerin yüzeyindeki alüminyum oksit parçacıkları sayesinde uygulama yapılan yüzeylerde abrazyon sağlanmaktadır (92).

Braketlerin sökümü sonrası tüm artık adeziv rezinlerin adeziv diskler ve abraziv lastiklerle çıkarılması; aşındırıcı malzemelerin işlem uygulanmamış yüzeylere teması, temizleme alanının genişliği, yeterli temizlik yapılamaması ve zaman alıcı olması sebebiyle tercih edilmemektedir. Onun yerine tungsten karbit frezle artık rezinin çıkarılmasını takiben ince grenli aşındırıcı disklerle mine yüzeyinin parlatılması tavsiye edilmektedir (18,93).

2.1.9. Hazırlanan örneklerin saklanması

İn vitro deneylerde kullanılacak diş numuneleri test cihazında işlem görebilmek için öncelikle özel taşıyıcı bloklara yerleştirilmelidir. İn vitro araştırmaların bir kısmında bu amaçla soğuk akrilik kullanılmaktadır (94–97). Bazı çalışmalarda ise alçı kullanıldığı bildirilmiştir (15,98). Diğer araştırmalarda ise dişler PVC kalıp içine gömülmüştür (99).

Numunelerin muhafazası için kabul edilmiş genel bir protokol olmaması nedeniyle, farklı çalışmalarda deneyler yapılana kadar diş numuneleri farklı sürelerde ve farklı solüsyonlar içerisinde bekletilmektedir. Çoğunlukla ağız içi ısısını taklit etmek amacıyla 37 ^{0}C sıcaklıktaki sıvılar içerisinde bekletilmekte ve bekletilme süreleri 24 saatten bir aya kadar değişiklik gösterebilmektedir. Bazı çalışmalarda ise numunelerin akrilik bloklara yerleştirildikten sonra 48 saat boyunca 37^{0}C distile su içinde bekletildiği bildirilmiştir (100–102). Aynı sürede ve aynı ısıda % 0,5'lik kloramin T solüsyonunda numunelerin muhafaza edildiği araştırmalar da bulunmaktadır (103). Diğer çalışmalarda ise deneylerden önce numuneler 37^{0}C'deki deiyonize suda bekletilmiştir. Bazı çalışmalarda numuneler deiyonize su içinde 24 saat bekletilirken (104–106), bazı çalışmalarda örnekler aynı solüsyon ve ısıda 72 saat ya da bir hafta kadar bekletilmiştir (38,107).

2.1.10. Ortodontik debonding için kullanılan test cihazları

Kopma testleri için; bazı çalışmalarda Zwick test cihazı bazı çalışmalarda ise Lloyd test cihazı, bazılarında ise Universal Instron test cihazı kullanılmıştır (100,104,106,108,109). Universal Instron test cihazıyla yapılan araştırmalarda kopma dayanım testleri ortalama 1 milimetre/dakika hızda uygulanmıştır (97,98,110,111). Toledano ve ark. (109), 0,75 milimetre/dakika , Owens ve ark (112), 0,1 milimetre/dakika, Urabe ve ark. (113), 1,5 milimetre/dakika, Chamda ve Stein (114) 5 milimetre/dakika hızda koparma kuvveti uygulamışlardır.

2.1.10.1. Uygulanan kuvvetin şekli ve yönü

Ortodontik tedavi sırasında ağız içine yerleştirilen ataşmanların farklı yönlerde uygulanan kuvvetlere direnç göstermek zorunda olması nedeniyle, çalışmalarda in-vitro ortamda sıyırma, çekme ve burkma etkisini yansıtacak kuvvetler uygulanmaktadır. Ataşmanların sökülmesi için makaslama kuvveti diş ya da materyalin uzun eksenine paralel olarak uygulanırken, çekme kuvveti diş ya da materyalin uzun eksenine dik olarak uygulanmaktadır (71).

Ortodontide debonding yapılan in-vitro araştırmalarda sıklıkla makaslama kuvveti uygulanarak sıyırma testleri yapılmaktadır (108,115–117). Az sayıdaki çalışmada ise çekme deneyleri kullanılmıştır (96,118).

2.1.11. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Çalışmalardaki diş numuneleri incelenirken, ışık mikroskoplarında elde edilen görüntü üzerinde işlem gerçekleştirilemediğinden ve ışığın fiziksel sınırlandırmaları sebebiyle, elektron mikroskopları ışık mikroskoplarının yerini almaya başlamıştır. Zaman içinde daha fazla büyütmelerde görüntü alınabilen ve görüntü üzerinde analiz veya işlem yapılabilmesini sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. 1938 yılında Von Ardenne tarafından SEM'in çalışma prensibi oluşturulmuştur. Bu prensip yüksek voltaj ile hızlandırılan elektronların incelenen numune üzerine odaklanması ve atomlar arasında meydana gelen aktiviteler sonucunda oluşan etkilerin uygun algılayıcılarda toplanması olarak tanımlanmıştır. Sonrasında görüntü, sinyal güçlendiricilerden geçirilip katot ışın tüpü ekranına aktarılarak elde edilmektedir (119).

SEM incelemesi için numunelerin iletken olması gerekmektedir. Bu amaçla metal olmayan numunelere vakum ortamında ve argon gazı mevcudiyetinde "Kaplama" olarak adlandırılan işlem uygulanmaktadır. Kaplama uygulaması için çoğunlukla altın kullanılmakla birlikte; tungsten, iridyum, platin, osmiyum, krom gibi metaller de kullanılabilmektedir (119).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA20/26) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'nca desteklenmiş olup Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullandığımız materyaller aşağıda özetlenmiştir;

- Çekilmiş dişler (105 adet üst premolar diş)
- Metal braketler (21 adet)
- Monokristalin braketler (42 adet)
- Polikristalin braketler (42 adet)
- Yapıştırıcı ajanlar (asit, bond, kompozit)
- Üniversal test cihazı (sıyırma/makaslama kuvveti testi için)
- Stereomikroskop (artık adesiv miktarını belirlemek için)
- SEM cihazı (mine çatlakları sayısı ve uzunluğundaki değişimi belirlemek için)

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi

Yapılan power analizi sonucunda % 90 kuvvet ve % 5 yanılma düzeyinde 0,4 etki büyüklüğü ile istatistiksel olarak anlamlılığı test edebilmek için araştırmada oluşturulması planlanan 5 çalışma grubunun her birine 21 adet örnek olmak üzere toplam 105 adet örneğin dâhil edilmesi öngörülmüştür.

3.2. Kullanılan Dişlerin Seçimi

Çalışmamızda 105 adet çekilmiş insan maksiller premolar dişi kullanılmıştır. Bu maksiller premolar dişler çeşitli kliniklerden ortodontik tedavi planlaması dahilinde çekimi uygun görülen hastalardan elde edilmiştir. Dişlerin seçiminde şu kriterler göz önünde bulundurulmuştur;

- Çürük bulunmaması,
- Restorasyon veya dolgu içermemesi,
- Mine yüzeyinde gözle görülür deformasyon ve davye izi olmaması,
- Florozisli olmaması,
- Dişlerin bukkal yüzeyinde malformasyon bulunmaması.

Dişlerin çekilip toplanması sonrasında 6 ay içerisinde çalışmaya başlanılmıştır.

3.3. Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişlerin saklaması sırasında yapılarının bozulmaması ve kimyasal bir değişimin olmaması gerekmektedir. Dişler, çekim yapıldıktan sonra içerisinde distile su bulunan kavanoz içerisinde oda sıcaklığında saklanmışlardır. Bakteri oluşumunu engellemek için haftada bir distile su yenilenmiştir.

Çalışmada kullanılan 105 adet diş her bir çalışma grubunda kendiliğinden sertleşen akrilik rezin bloklara 3'erli gruplar halinde gömülmüştür. (Şekil 3.1) Her bloğa sırasıyla 1'den 35'e kadar numara verilmiş (35x3=105) ve dişlere sağdan sola olacak şekilde A, B, C harfleri verilmiştir. Tüm çalışma gruplarındaki dişler işlemden önce flor içermeyen pomza ile parlatılıp yıkanıp kurutulmuştur.



Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan diş numuneleri

3.4. Braketlerin Yapıştırılması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamızda kullanılan ve akriliğe gömülen 3'erli numunelere A grubunda 1'den 7'ye kadar numaralar verilmiş ve numunelere Master Series (American Orthodontics,

Sheboygan, WI, USA) mekanik retansiyonlu metal braketler yerleştirilmiştir. B grubunda numunelere 8'den 14'e kadar numaralar verilmiş ve Inspire Ice (Ormco, Orange, CA, ABD) mekanik retansiyonlu monokristalin seramik braketler yerleştirilmiştir. C grubunda 15'den 21'e kadar numaralar verilmiş ve Inspire Ice (Ormco, Orange, CA, ABD) mekanik+kimyasal retansiyonlu monokristalin seramik braketler yerleştirilmiştir. D grubunda 22'den 28'e kadar numaralar verilmiş ve Symetri Clear (Ormco, Orange, CA, ABD) mekanik retansiyonlu polikristalin seramik braketler yerleştirilmiştir. E grubunda 29'dan 35'e kadar numaralar verilmiş ve Symetri Clear (Ormco, Orange, CA, ABD) mekanik+kimyasal retansiyonlu polikristalin seramik braketler yerleştirilmiştir (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan Master Series, Inspire Ice, Symetri Clear braketler

C ve E gruplarında braket base kısmını yani braketin tabanını hazırlamak amacıyla temizlenip kurutulduktan sonra yalnızca braket base kısmına 90 sn boyunca %9'luk hidroflorik asit jel uygulanmıştır. Asit jel pamuk rulo ile uzaklaştırıldıktan sonra braket tabanı 15 sn süreyle basınçlı su ile yıkanıp, 20 sn hava ile kurutulmuştur. Daha sonra asitle pürüzlendirilmiş braket taban yüzeyine bir fırça yardımıyla tek kat olacak şekilde silan (Ultradent Product, Inc. South Jordan, UT, ABD) sürülmüş ve 60 sn boyunca kurumaya bırakılmıştır (Şekil 3.3).



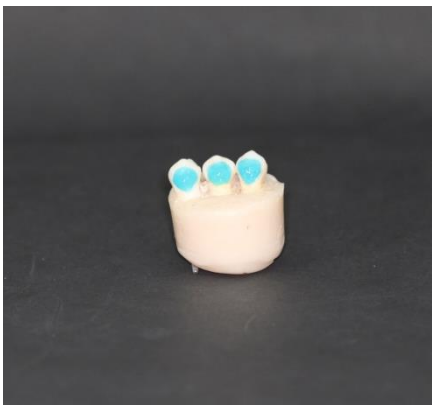
Şekil 3.3. Braket tabanında kullanılan hidroflorik asit ve silan

Braketlenecek olan dişlerin pürüzlendirilmesi için temizlenmiş olan bukkal yüzeylerine %37'lik ortofosforik asit (Şekil 3.4, 3.5) uygulanmıştır. 20 sn bekledikten sonra çalışma yüzeyleri 20 sn basınçlı su ile yıkanmış ve 20 sn yağsız hava spreyi ile kurutulmuştur. Pürüzlendirilen mine yüzeyi üzerine bir aplikatör yardımıyla adeziv primer (Transbond XT primer, 3M Unitek, Monrovia, California, ABD) (Şekil 3.6) sürülmüştür ve 10 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

Braketin base kısmına yeteri kadar ışıkla sertleşen Transbond XT yapıştırıcısı (Şekil 3.6) sürülmüş ve braket premolar dişin orta 1/3'lük kısmına ve okluzalden bakıldığında mesiodistal olarak dişin en orta bölgesine yerleştirilmiştir. Bir sond yardımıyla baskı uygulanmış ve braketin etrafındaki taşan yapıştırıcılar temizlenmiştir. Braket konumu ayarladıktan sonra, ışıkla sertleşen yapıştırıcının polimerizasyonu için LED ışık kaynağı (Elipar™ S10, 3M/Unitek, Monrovia, CA, ABD) 20 saniye boyunca uygulanmıştır (Şekil 3.7, 3.8).



Şekil 3.4. Çalışmamızda kullanılan % 37 lik ortofosforik asit



Şekil 3.5. % 37 lik ortofosforik asitin diş numunelerine uygulanışı



Şekil 3.6. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adesiv primer ve Transbond XT adeziv rezin

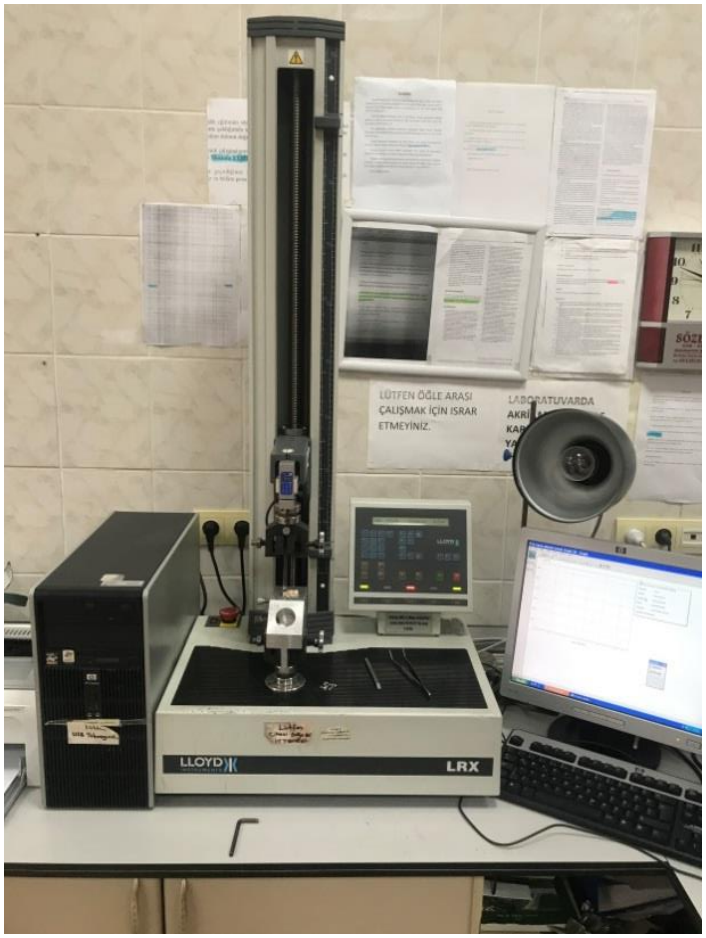


Şekil 3.7. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı

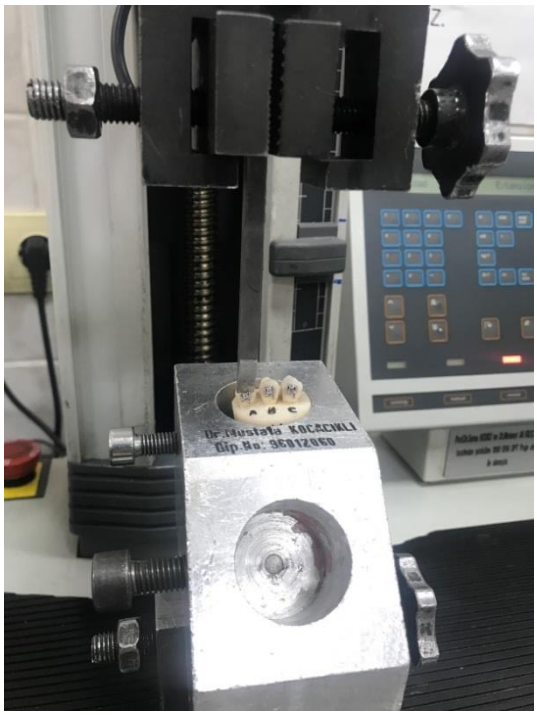


Şekil 3.8. Braketlenmiş diş numuneleri

Yapıştırılan braketlerin bağlanma direnci Universal test cihazı (LRX, Lloyd Instuments, Fareham, İngiltere) ile ölçülmüştür (Şekil3.9). Cihazın yükleme ucu, yapıştırılmış braketin insizal kenarından dişin uzun aksına paralel olacak şekilde sıyırma yapar gibi kuvvet uygulamıştır (Şekil 3.10). Diş numunesi ile braket ara yüzeyine, braket dişten ayrılana kadar 1 mm/dakika hızla basma kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar Newton (N) olarak kaydedilmiş daha sonra metal ve porselen braketlerin taban alanlarına (mm^2) bölünerek megapaskala (MPa) çevrilmiştir ($MPa=N/mm^2$).



Şekil 3.9. Universal Test Cihazı



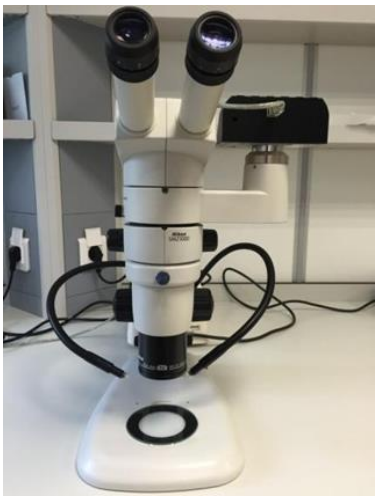
Şekil 3.10. Akril bloğa gömülmüş diş numunesi üstündeki brakete bağlanma dayanım testi uygulanması

3.5. Braket Sökümü Sonrasında Artık Rezin Miktarının Skorlanması

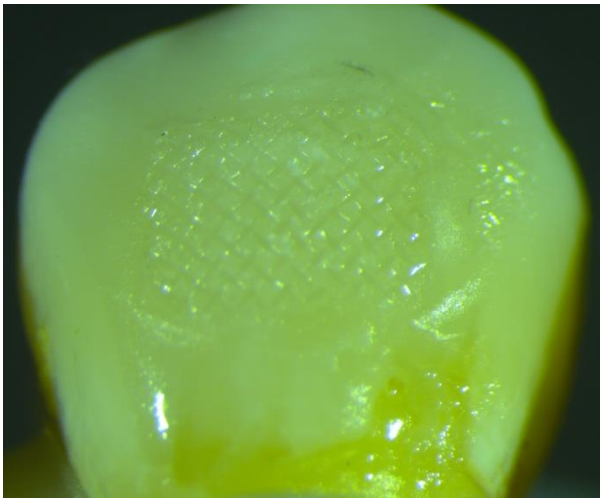
Braket sökümünün tamamlanmasından sonra diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının incelenmesinde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında bulunan stereomikroskop cihazı (SMZ 1000 Nikon; Nikon Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.11). Numuneler 10X büyütme altında incelenmiş (Şekil 3.12) ve dişlerin üzerinde kalan artık rezin miktarının değerlendirilmesinde modifiye ARI (Adhesive Remnant Index) skorlama yöntemi kullanılmıştır (Tablo. 3.1). Bu indekse göre skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır (120).

Tablo 3.1. Mine yüzey değerlendirilmesinde kullanılan modifiye ARI skorlama yöntemi

Skore	Tanım
Skor 0	Mine üzerinde hiç rezin artığı kalmamış
Skor 1	Mine üzerinde kalan rezin artığı % 1 den fazla, %25'ten az
Skor 2	Mine üzerinde kalan rezin artığı % 26 den fazla, %50'den az
Skor 3	Mine üzerinde kalan rezin artığı % 51 den fazla, %75'den az
Skor 4	Mine üzerinde kalan rezin artığı % 76 den fazla, %99'dan az
Skor 5	Mine üzerinde tüm rezin kalmış



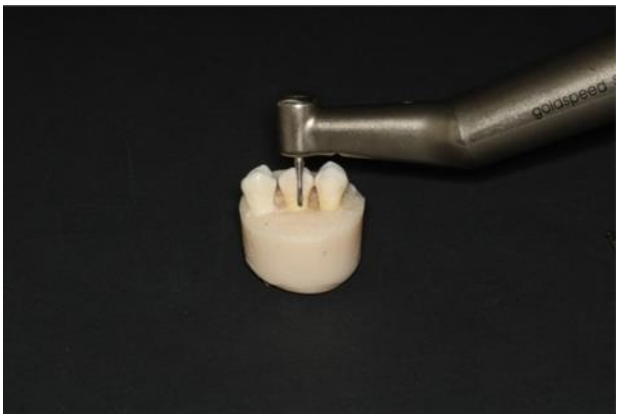
Şekil 3.11. Çalışmamızda ARI indeksini değerlendirmek için kullanılan stereomikroskop



Şekil 3.12. ARI indeksini değerlendirmek için alınan 10x büyütme altındaki stereomikroskop görüntüsü

3.6. Braket Sökümü Sonrasında Mine Yüzeyinde Kalan Adezivin Temizlenmesi

Debonding sonrası dişlerin üzerinde kalan rezin artıkları 20.000 rpm'de “12 bıçaklı tungsten karbit frez ile temizlenmiştir (Şekil 3.13). Mine yüzeyine temizleme işlemi sırasında zarar verilmemesine özen gösterilmiştir. Sonrasında %1,23 fluorid içeren cila patı (Mydent Int. Suffolk, NY, ABD) cilalama fırçası yardımıyla uygulanmış ve polisaj işlemi tamamlanmıştır. (Şekil 3.14)



Şekil 3.13. Kalan adesivin tungsten karbid frez ile temizlenmesi



Şekil 3.14. Polisaj fırçası ve patı

3.7. Mine Yüzeyinin Taramalı Elektron Mikroskop ile Değerlendirilmesi

Braketleme öncesinde, diş numunelerinin bukkal mine yüzeyindeki çatlak sayısı ve uzunluğunun incelenmesi için 40X büyütme altında tüm bukkal yüzeyler aynı araştırmacı tarafından Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM) bünyesinde bulunan Scanning Electron Microscope (SEM) cihazı ile görüntülenmiştir (Şekil 3.15). Adesiv artıkları temizlendikten sonra ise, diş minesi yüzeyindeki çatlak sayısındaki ve en uzun çatlağın boyundaki değişimi değerlendirebilmek için diş bukkal yüzeyinden SEM cihazıyla ikinci kez görüntü alınmıştır (Şekil 3.15). SEM analizi için numuneler, alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bir bant yardımıyla sabitlenmiştir. Bir püskürtme cihazı yardımıyla numunenin yüzeyi 90 Å kalınlığında altın-palladyum ile kaplanmış ve SEM analizi için 40X büyütme altında görüntü alınarak incelenmişir (Ångström=10^{-10}m).

SEM cihazından elde edilen birinci ve ikinci görüntüler AutoCAD 23.0 (AutoCAD Systems, California, ABD) programına aktarılarak çatlak sayısındaki ve boyundaki değişim ölçülmüştür (Şekil 3.16).

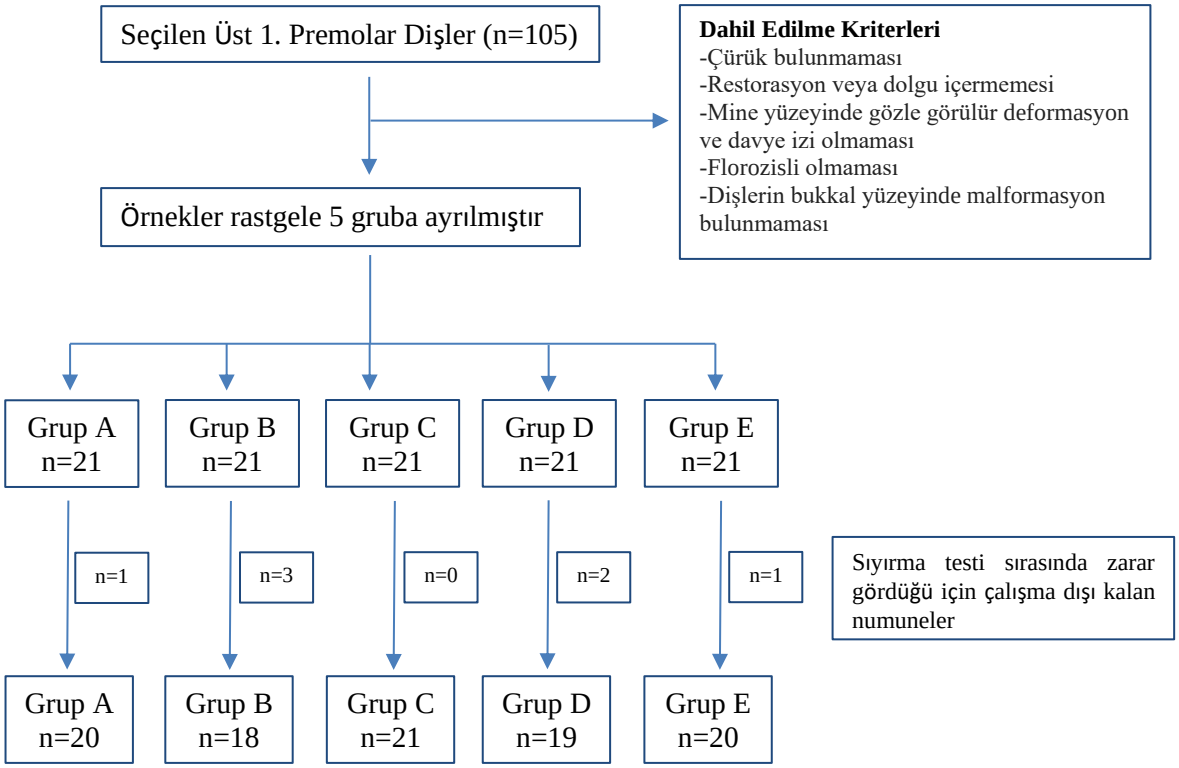


Şekil 3.15. Mine yüzeylerindeki çatlakların sayısındaki ve boyutundaki değişikliği incelediğimiz SEM cihazı



Şekil 3.16. SEM görüntüleri üzerinde incelenen en uzun çatlağın boyunun ölçümü

Çalışmada kullanılacak numunelerin toplanması, gruplara dağılımı ve koparma/sıyırma (Shear-Bond) testi sonrası her bir grupta kalan numunelerin sayısını veren şema aşağıda gösterilmiştir (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Çalışmada kullanulan numunelerin dağılımı

Çalışmamızda, Universal test cihazında braketlerin sökümü yapılmış ve mine yüzeyi değerlendirilemeyecek şekilde bukkal yüzeyde kopmalar meydana gelebilmiştir. Bu sebeple 7 numune çalışma dışı tutulmuş yani 98 adet premolar diş değerlendirilmiştir (Şekil 3.17).

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS 21 (IBM Cop, Armonk, NY, USA) paket programı aracılığı ile analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro- Wilk testi ile incelenmiştir. Verilerin normal dağılmasından dolayı, gruplar arası karşılaştırmalarda ANOVA testi kullanılmıştır. Değişkenler arası ilişkiyi değerlendirmek için korelasyon analizi kullanılmıştır. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p<0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın/ilişkinin olduğu, $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın/ilişkinin olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Universal test cihazı kullanılarak ve sıyırma/koparma testi uygulanarak saptanan, çalışmamızda incelenen 5 farklı braketin bağlanma kuvvetleri yani SBS değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1'de görülmektedir.

Gruplar arasında SBS değerleri açısından anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0,05$).

En yüksek SBS değeri, E grubunda 20.58 MPa ile tabanına silan uygulanmış Symetri Clear braketlerde bulunmuştur.

En düşük SBS değeri, A grubunda 12,22 MPa ile Master Series metal braketlerde bulunmuştur.

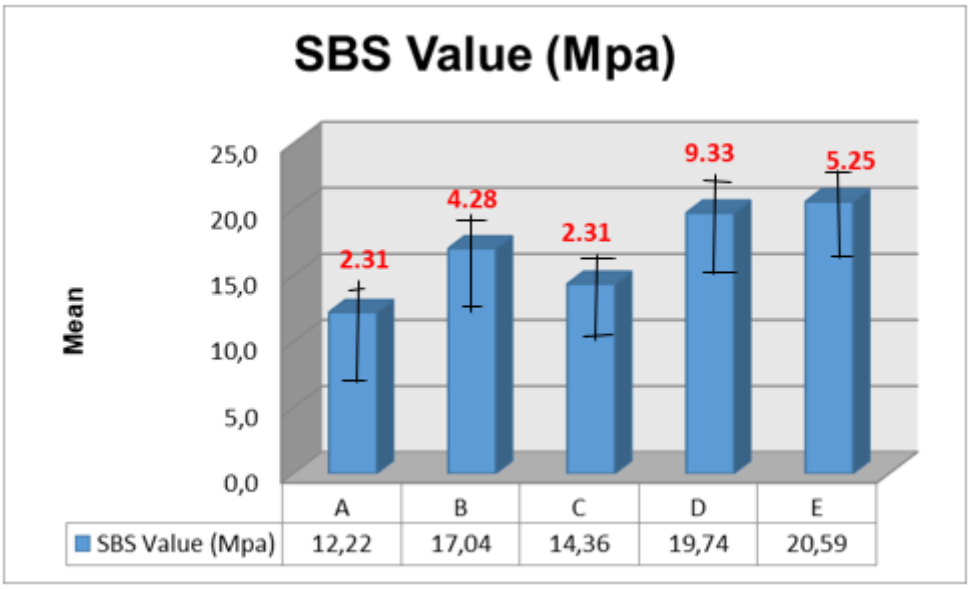
A grubunda değerler B, D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

C grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

Tablo 4.1. SBS değerlerinin gruplar arasında dağılımı

		Grup						ANOVA	
		n	Ortalama	Medyan	Minimum	Maximum	ss	p	Bonferoni
SBS değeri (MPa)	A	20	12,22	12,01	8,14	16,62	2,31	0,000	A-B A-D A-E C-D C-E
	B	18	17,04	16,52	10,68	25,36	4,28		
	C	21	14,36	14,41	9,20	17,42	2,31		
	D	19	19,74	17,80	8,70	39,10	9,33		
	E	20	20,59	20,54	14,03	34,34	5,25		
	Toplam	98	16,73	15,66	8,14	39,10	6,10		

A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.



A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

Şekil 4.1. SBS ölçüm değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik

SEM cihazı kullanarak saptanan, çalişmamızda kullanılan 5 farklı braketin yapıştırılmasından önce ve sökümünden sonra ölçülen mine çatlaklarının sayısal Farkı (T0-T1) değerleri Tablo 4.2 ve Şekil 4.2' de görülmektedir.

Gruplar arasında Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) değerleri açısından anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0,05$).

A grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

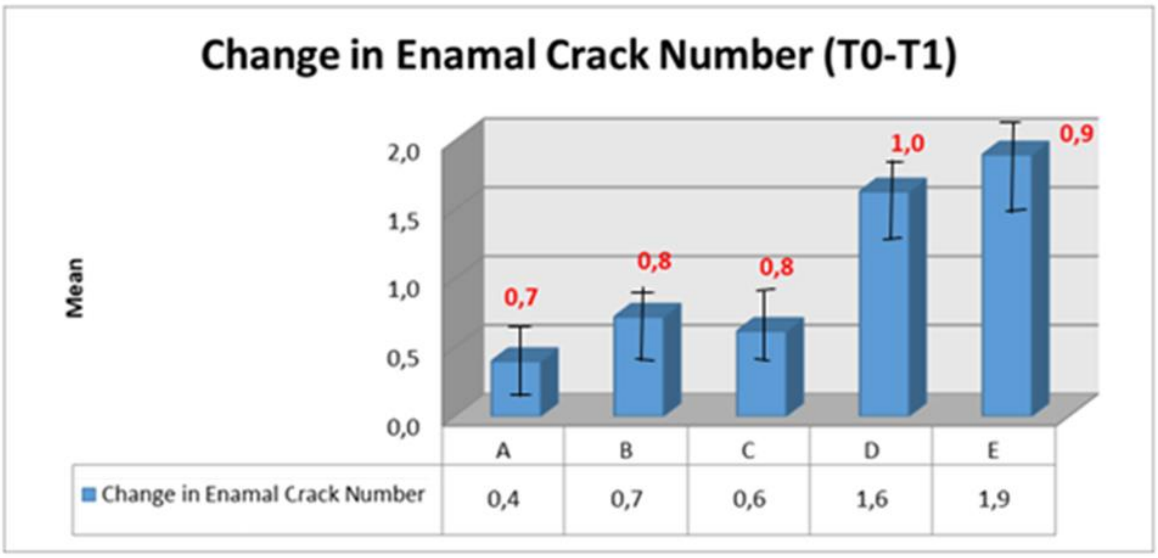
B grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

C grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

Tablo 4.2. Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımı

		Grup						ANOVA	
		n	Ortalama	Medyan	Minimum	Maximum	ss	p	Bonferoni
Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	A	20	0,4	0	0	2	0,7	0,000	A-D A-E B-D B-E C-D C-E
	B	18	0,7	1	0	3	0,8		
	C	21	0,6	0	0	3	0,8		
	D	19	1,6	2	0	3	1,0		
	E	20	1,9	2	0	3	0,9		
	Toplam	98	1,1	1	0	3	1,0		

A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.



A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

Şekil 4.2. Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik

SEM cihazı kullanılarak saptanan, çalışmamızda kullanılan 5 farklı braketin yapıştırılmasından önce ve sökümünden sonra ölçülen en uzun mine çatlağının boyutsal farkı (T0-T1) değerleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.3'de verilmiştir.

Gruplar arasında Mine Çatlağı Uzunluk Farkı (T0-T1) değerleri açısından anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0,05$).

A grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

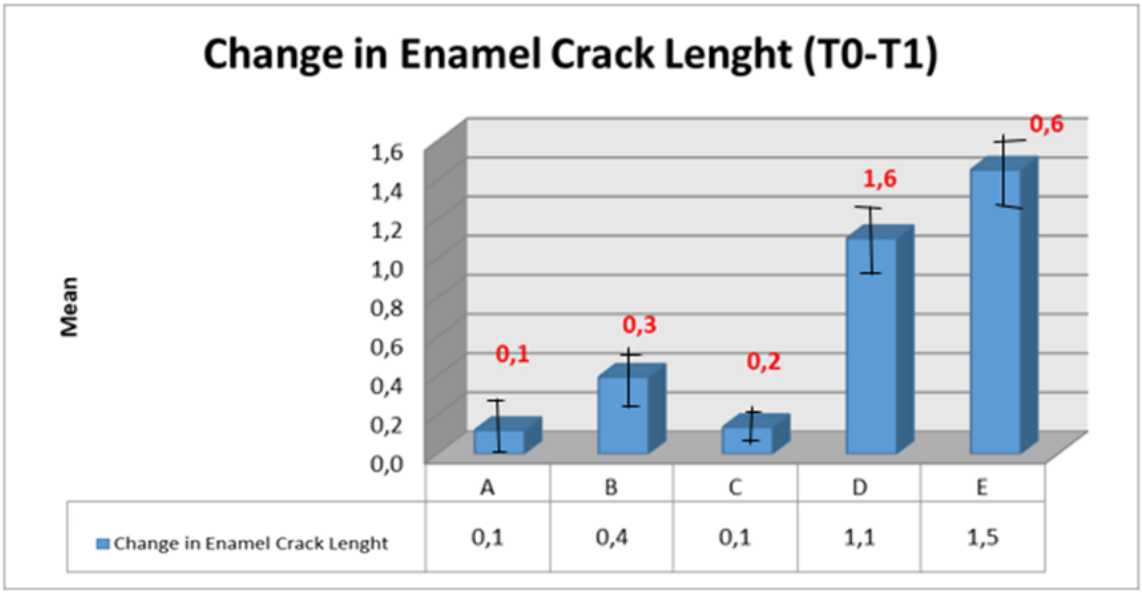
B grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

C grubunda değerler D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmektedir.

Tablo 4.3. Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımı

		Grup						ANOVA	
		n	Ortalama	Medyan	Minimum	Maximum	ss	p	Bonferoni
Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	A	20	0,1	,08	0,00	,35	0,1	0,000	A-D A-E B-D B-E C-D C-E
	B	18	0,4	,41	,01	,97	0,3		
	C	21	0,1	,11	-,19	,69	0,2		
	D	19	1,1	,78	,08	7,68	1,6		
	E	20	1,5	1,15	,89	3,20	0,6		
	Toplam	98	0,6	,36	-,19	7,68	0,9		

A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.



A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

Şekil 4.3. Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) değerlerinin gruplar arasında dağılımını gösteren grafik

Steromikroskop cihazı kullanılarak saptanan, çalışmamızda kullanılan 5 farklı braketin sökümü sonrası ölçülen ARI skoru değerleri Tablo 4.4 ve Şekil 4.4'de verilmiştir.

Gruplar arasında ARI skoru değerleri açısından anlamlı farklılık görülmektedir ($p<0,05$).

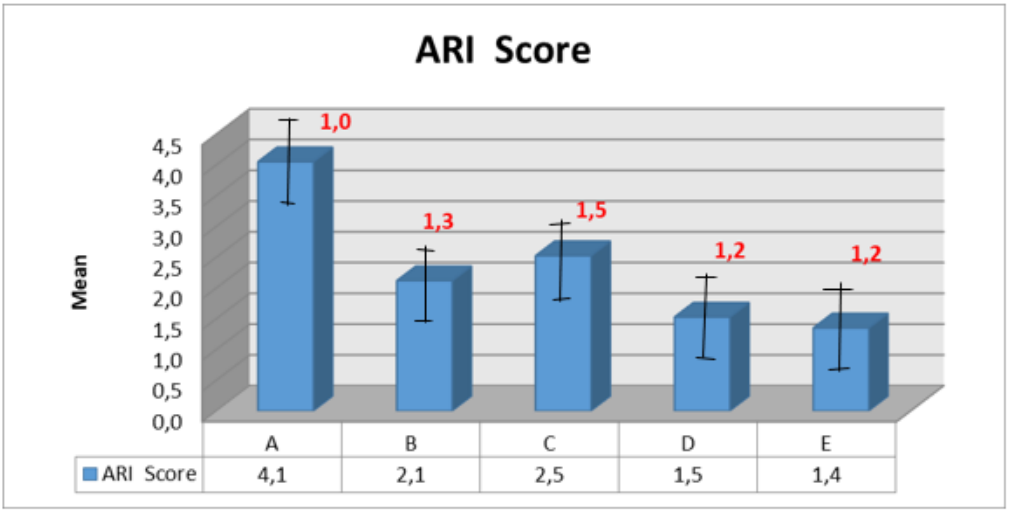
A grubunda değerler B, C, D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek görülmektedir.

C grubunda değerler E grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek görülmektedir.

Tablo 4.4. ARI skorunun gruplar arasında dağılımı

		Grup						ANOVA	
		n	Ortalama	Medyan	Minimum	Maximum	ss	p	Bonferoni
ARI skoru	A	20	4,1	4	2	5	1,0	0,000	A-B A-C A-D A-E C-E
	B	18	2,1	2	0	4	1,3		
	C	21	2,5	2	0	5	1,5		
	D	19	1,5	1	0	4	1,2		
	E	20	1,4	1	0	4	1,2		
	Toplam	98	2,3	2	0	5	1,6		

A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.



A Grubu: AO Master Series metal braket; B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket; D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket; E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

Şekil 4.4: ARI skorunun gruplar arasında dağılımını gösteren grafik

A grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon Tablo 4.5'de verilmiştir.

A grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

A grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

A grubunda SBS değeri (MPa) ile ARI Skoru arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

Tablo 4.5. A grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon

Grup A		Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	ARI Skoru
SBS değeri (MPa)	r	-,051	,007	,111
	p	,830	,977	,643
	n	20	20	20

A Grubu: AO Master Series metal braket.

B grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon Tablo 4.6 ve Şekil 4.5'de verilmiştir.

B grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

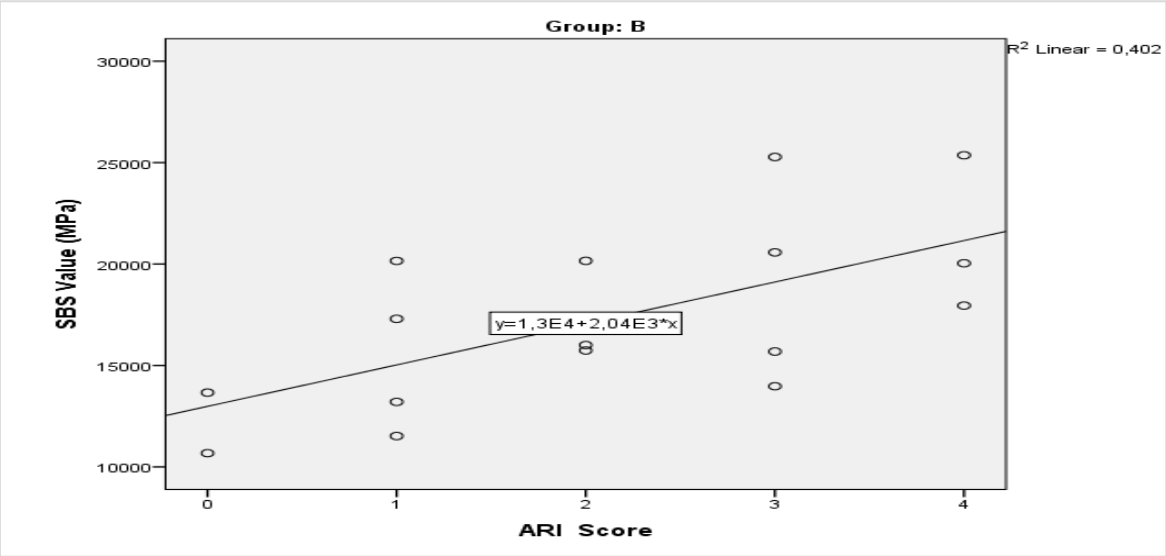
B grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

B grubunda SBS değeri (MPa) ile ARI Skoru arasında anlamlı ve pozitif yönde bir ilişki vardır (p<0,05). SBS değeri (MPa) arttıkça ARI skoru değeri de artmaktadır.

Tablo 4.6. B grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon

Grup B		Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	Mine çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	ARI Skoru
SBS değeri (MPa)	r	,009	-,137	**,634**
	p	,972	,587	**,006★**
	n	18	18	17

B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket.



B Grubu: Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket.

Şekil 4.5. B grubunda SBS değeri ile ARI Skoru arasındaki korelasyon

C grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon Tablo 4.7'de verilmiştir.

C grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

C grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

C grubunda SBS değeri (MPa) ile ARI Skoru arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

Tablo 4.7. C grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon

Grup C		Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	ARI Skoru
SBS değeri (MPa)	r	,288	-,029	,225
	p	,206	,902	,327
	n	21	21	21

C Grubu: Silan uygulanmış Ormco Inspire Ice monokristalin seramik braket.

D grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon Tablo 4.8'de verilmiştir.

D grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur. (p>0,05)

D grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

D grubunda SBS değeri (MPa) ile ARI Skoru arasında anlamlı bir ilişki yoktur. (p>0,05).

Tablo 4.8. D grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon

Grup D		Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	ARI Skoru
SBS değeri (MPa)	r	,258	-,025	-,372
	P	,287	,920	,117
	n	19	19	19

D Grubu: Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

E grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon Tablo 4.9'da verilmiştir.

E grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1) arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

E grubunda SBS değeri (MPa) ile Mine çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)" arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

E grubunda SBS değeri (MPa) ile ARI Skoru arasında anlamlı bir ilişki yoktur (p>0,05).

Tablo 4.9. E grubunda SBS değeri ile Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1), Mine Çatlağı Uzunluğu farkı (T0-T1) ve ARI Skoru arasındaki korelasyon

Grup E		Mine Çatlağı Sayısı Farkı (T0-T1)	Mine Çatlağı Uzunluğu Farkı (T0-T1)	ARI Skoru
SBS değeri (Mpa)	r	-,366	,229	-,118
	p	,113	,331	,621
	n	20	20	20

E Grubu: Silan uygulanmış Ormco Symetri Clear™ polikristalin seramik braket.

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ortodontik tedavi teknikleri ve ortodonti bilimi, geçmişten günümüze kadar önemli oranda gelişim göstermiştir. Hasta algı ve beklentilerinin değişmesinin bu alandaki teknolojinin hızlı bir şekilde gelişmesine büyük katkısı olduğu söylenebilir (1).

Ortodontik anomalilerin büyük çoğunluğu dişsel bozukluktur ve bu sebeple dişlerin hareket ettirilmesine yönelik çok sayıda çalışma yapılmaktadır. Dişsel anomaliler aktif olarak farklı sabit ortodontik teknik, metot ve malzemeler kullanılarak tedavi edilmektedir (121).

Yıllar içerisinde, dişlerin tek yönlü hareketinden 3 boyutlu hareket yaptırılabilen sabit ortodontik mekaniklere geçilmiştir. Sabit ortodontik tedavilerde kullanılan birçok araç ve gereç olmasına rağmen, temel materyallerden biri braketlerdir. Dişe uygulanan kuvvetin dişe iletimi braket vasıtasıyla olmaktadır. Metal braketler sabit ortodontik tedavide çok sık kullanılmakla birlikte, estetik beklentinin artmasıyla estetik braketler de ortaya çıkmıştır. Estetik beklenti doğrultusunda 1970'li yılların başlarında plastik braketler piyasaya çıkmış, ve bu braketler yerini 1980'lerde porselen braketlere bırakmıştır (1,70).

Seramik braketlerin, plastik braketlere göre daha dayanıklı olmaları, sıvı absorbe etmemeleri, renklenmeye karşı daha dirençli olmaları gibi bazı avantajları bulunsa da; sürtünme kuvvetlerinin yüksek olması, kırılgan olmaları, karşıt dişe temas ettiklerinde dişlerin aşınmasına sebep olmaları dezavantajlarındandır (49). Zaman içinde teknolojik ve estetik açıdan çok fazla gelişim göstermiş olan seramik braketlerin kullanıldığı ortam, çok fazla etkenin ve dengenin bulunduğu ağız içi ve çevre dokulardır. Ağız içi ortam, mekanik ve kimyasal stresin ayrıca ısısal etkenin olduğu oldukça kompleks bir yapıdır. Ağız ortamı, aynı zamanda biyolojik etki ve tepki ile fonksiyon görmektedir (1).

Ortodontik tedavilerde uyguladığımız mekanik kuvvetler ve materyaller, bu denge içinde fonksiyon görmekte ve dengenin izin verdiği boyutlarda sonuca ulaşılmaktadır. Çok fazla sayıda avantajı ve kullanışlı özellikleri olmasına rağmen ortodontik tedavi sonunda dişten sökülen braketlerin mineye zarar verdiği bildirilmiştir (122–124).

Son zamanlarda özellikle porselen braketlerin sebep olduğu mine çatlağı ve kırıklarının önlenmesine yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır. Bu araştırmalar sayıca az olmakla birlikte, ortodontik tedaviden sonra porselen braketlerin debondingine yönelik farklı teknik ve yöntemler kullanıldığında mine hasarı ve kırıkların azaltılabileceği bildirilmiştir (125).

Günümüz diş hekimliği pratiğinde seramik braketler estetik sebeplerden dolayı çok daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Buna bağlı olarak ortodonti pratiğinde farklı yöntem ve tekniklerle üretilen fazla sayıda seramik braket piyasaya sürülmüştür (2). Üretim şekillerine göre polikristalin ve monokristalin olarak sınıflanan seramik braketler sıklıkla kullanılmaktadır. Monokristalin ve polikristalin braketlerin sökümü sonrası mine hasarını değerlendiren yeterli sayıda çalışma yapılmamıştır. Ayrıca çalışma yapılan braketlerin bağlanma kuvveti, ARI skoru, söküm sonrası mine çatlağı sayısındaki değişim ve en uzun mine çatlağının boyundaki değişimin birlikte değerlendirildiği çalışma bulunmamaktadır. Bizim çalışmamızda metal braket ile silan uygulanmış ve uygulanmamış olan monokristalin ve polikristalin braketlerin bağlanma kuvvetleri, ARI skorları ve sökülürken minede yarattıkları hasar hakkında bilgi sahibi olmak hedeflenmiştir. Ayrıca braketlerin bağlanma kuvvetleri ile mine yüzeyinde oluşan hasar arasındaki ilişkinin ayrıntılı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

5.2. Yöntemin Tartışılması

Bizim çalışmamız in vitro bir çalışmadır. Bu nedenle bu araştırmanın sonuçları tamamen kliniği yansıtmamaktadır. Ağız ortamı sıcaklık değişimleri, tükürük, asit seviyesi, beslenme ve plak oluşumu gibi çok fazla etkenin bulunduğu ve bu etkenlerin bireyden bireye dahi çok fazla değiştiği karmaşık bir alandır. Dental malzemeler de bu ortamda, fonksiyonel aktiviteler esnasında sürekli olarak ısısal, mekanik ve kimyasal etki altında kalırlar. Bu sebeple laboratuvar ortamında yapılan araştırmalarda tam olarak ağız ortamı ile aynı sonuçların beklenmesi gerçekçi olmamakta ve elde edilen sonuçlar klinikle tamamen örtüşmemektedir (126,127). Buna karşın in vitro ve klinik araştımaların sonuçları arasında istatistiksel farklılık olmadığı gösterilmiştir (128). İnvitro araştırmalar daha çok yol göstericidir, klinik ortamla bire bir uyumlu sonuçlar vermese bile klinik çalışmalara öncülük eder.

Bazı deneysel çalışmalarda insan dişlerinin haricinde köpek, at, primat, balık, sığır ve domuz dişleri kullanılabilmektedir. Birçok araştırmada insan dişlerinin yerine sığır dişi

kullanılmıştır (129). Buna rağmen diğer canlıların diş mine yapısının insan minesinden farklılık göstermesi sebebiyle in vitro çalışmalarda, çoğunlukla insan dişleri kullanılmakta ve bu sayede daha uygun numune üzerinde çalışma imkanı sağlanmaktadır (130). Bu sebeplerden dolayı araştırmamızda ortodontik ya da periodontal problem sebebiyle çekilmiş insan premolar dişleri kullanılmıştır.

İn vitro araştırmalarda, sonucu etkileyen önemli etkenlerden biri de çekilen dişlerin araştırmada kullanılana kadar saklandığı veya dezenfekte edildiği solüsyondur. Numunelerin dehidrate olmaması için bir solüsyonun içerisinde kalması gerekmektedir. İn vitro araştırmalarda genellikle distile su veya salin solüsyonları kullanılmaktadır. Mikroorganizmaların üremesini önlemek amacıyla saklama solüsyonlarının içine sodyum hipoklorit, gluteraldehit, timol, formalin, kloramin T gibi antibakterialler ilave edilebilmektedir (131–135). Yaptığımız çalışmada dişler kolay ulaşılabilir bir malzeme olan distile su içerisinde bekletilmiş ve mikroorganizma üremesini önlemek için su haftalık olarak değiştirilmiştir.

Çalışmada kullanılacak olan dişlerin yüzeyinde braketlemenin ve sonrasında sökümün yapılması ve mine yüzeyinin görüntülenebilmesi için dişin, alçı veya soğuk akrilik benzeri bir tutucuya sabitlenmesi tavsiye edilmektedir (136). Numunelerin çalışma yapılacak yüzeyinin, kontaminasyona engel olmak amacıyla tutucu maddedenin üzerinde kalacak şekilde sabitlenmesi gerektiği önerilmiştir. Çalışmamızda dişler, içine soğuk akrilik konulmuş kalıpların içerisine çalışma yüzeyleri yukarıda kalacak şekilde gömülmüştür.

Yapılan laboratuvar çalışmalarında, yapıştırma öncesinde diş yüzeyleri sıklıkla florid içermeyen pomza ya da cila patı kullanılarak, mikromotorlara takılan kıl fırça veya lastik şeklinde diskler yardımıyla temizlenmiştir (51,56,70). Bazı araştırmalarda ise yapılan bu uygulamaların diş yüzeylerinde aşınmaya sebep olduğu belirtilmiştir (58,137). Ancak çoğu araştırmada yapılan bu işlemin, genellikle premolar dişlerinin bukkal yüzeyindeki düzensizliği azaltmak amacıyla uygulandığı ve bu uygulamanın mine sınırları içerisinde kaldığı söylenmiştir (138). Çalışmamızda ise premolar dişlerin bukkal mine yüzeyi asitle pürüzlendirme işlemi öncesinde mikromotora takılan kıl fırça ve polisaj patı ile temizlenmiştir. Numuneler polisaj sonrasında basınçlı suyla yıkanmış ve havayla kurutulmuştur.

Ortodontik tedavi uygulamalarında farklı yöntemlerle ve farklı şekilde üretilen çok sayıda seramik braket çeşidi kullanılmaktadır (2). Üretim şekline göre polikristalin ve monokristalin olarak sınıflandırılan seramik braketler çalışmalarda da sıklıkla kullanılmaktadır (37). Literatürde her iki seramik braket tipinin de doğru söküm yöntemi ile mineye zarar vermeden sökülebildiğini bildiren çalışmalar olmakla birlikte (56,70); söküm aşamasında, polikristalin seramik braketlerin monokristalin braketlere göre mineye daha fazla hasar verdiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (139). Bağlanma şekillerine göre ise; kimyasal veya mekanik bağlanan seramik braketler bulunmaktadır. Yapılan araştırmalarda söküm sonrasında mineye verilen hasar riskinin kimyasal bağlanan seramik braketlerde arttığı bildirilmiştir (68,125). Tüm bu çalışmalar göz önüne alınarak, bizim çalışmamızda farklı braketlerin etkilerini en iyi şekilde görebilmek maksadıyla, dişe bağlanması hem kimyasal hem de mekanik yolla sağlanan, hem monokristalin hem de polikristalin seramik braketler tercih edilmiş, bu braketlerin etkileri metal braketler ile karşılaştırılmıştır. Master Series metal braket, Inspire Ice monokristalin seramik braket (topçuklu tabanlı) ve Symetri polikristalin seramik braket (özel tabanlı) ile mekanik tutuculuk sağlanmaktadır. Ayrıca her iki tip seramik braketin base kısmına hidroflorik asit ve silan uygulanarak yüzey özellikleri değiştirilmiş ve kimyasal tutuculuk sağlanmaya çalışılmıştır.

Numunelerin yapıştırma işlemi öncesi mine yüzeyinin hazırlanması için asitleme yapılmaktadır. Uygulanan asit ve asitleme süresi konusunda Proffit (140), diş yüzeyi temizlenip kurutulduktan sonra %35-50'lik fosforik asiti 20 - 30 sn uygulamanın mine yüzeyini pürüzlendirmek için ideal olduğunu belirmiştir. Bu asitleme süresinin yeterli tutuculuk sağladığı ve daha uzun süre asitlemenin daha etkili olmadığı bildirilmiştir (141). Botushanov'un (142) yaptığı çalışmada ise 60 sn'den daha uzun süre yapılan asitlemenin çözülmemiş çökeltilere sebep olabileceği ve minenin yapışmasını olumsuz yönde etkileyebileceği belirtilmiştir. Likit şeklinde uygulanan fosforik asidin istenmeyen alanlara kontaminasyonu olabilmektedir. Bunu engellemek için jel kıvamında asitlerin kullanımı kontaminasyon kontrolünü sağlamaktadır(143). Jel kıvamındaki asit Proffit (140) tarafından da önerilmektedir. Bizim araştırmamızda da, birçok araştırmacının (110,144–147) uyguladığı fosforik asit tercih edilmiştir. Üretici firmanın tavsiyelerine uygun olarak ve bu konu ile ilgili çalışmaların sonuçları da göz önünde bulundurularak jel kıvamındaki %37'lik fosforik asit 20 sn süresince uygulanmıştır. Daha sonra mine yüzeyi su ile yıkanıp kurutulmuştur.

Silan; birbirinden farklı inorganik ve organik materyaller arasındaki bağlanmayı sağlamak amacıyla kullanılan bir materyaldir. Silan uygulaması sonrasında kabul gören ara bağlantı ise kimyasal bağlanma teorisi ile açıklanmaktadır. Bu teoriye göre metallo-siloksan (Si-O-M) ve silan-kovalent-siloksan (Si-O-Si) bağlarının oluşmasıyla bağlanma kuvveti artmaktadır. Silanlar; seramik yüzeyindeki silikondioksite OH grupları ile bağlantı sağlarken, kompozit rezin içindeki organik matriksle kendi içindeki bozunabilir fonksiyonel grupları aracılığıyla kopolimerize olurlar (127,148). Silanın, adeziv rezin ile porselen arasında bağlanma kuvvetini artırdığını bildiren birçok çalışma yapılmıştır (149–152). Bununla birlikte silan uygulamasının ıslanabilirliği arttırdığı da bildirilmiştir (127,148,153,154). Fakat silan uygulanmasının seramik braketlerde bağlanma direncini azalttığı (137) ya da anlamlı derecede artırmadığını (50,55,155) bildiren araştırmalar da bulunmaktadır. Çalışmamızda C ve E gruplarındaki braketlerin tabanına Ultradent marka % 9 'luk Hidroflorik asit jel 90 sn uygulanmış ve yıkanıp kurutulduktan sonra aynı marka silan tek kat uygulanıp 60 sn bekletilmiştir. Bu uygulama ile farklı tip porselen braketlerde silan uygulamasının bağlantı kuvvetini ve minede söküm sonucu oluşan hasarı nasıl etkilediğinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Braketlerin bağlanma kuvvetleri kullanılan adezivlerden ve kompozit yapıştırıcının içeriğinden etkilenmektedir. Çalışmamızda ise, kliniklerde yaygın olarak kullanılan ve araştırmalarda altın standart olarak sıkça tercih edilen 3M Transbond XT primer ve Transbond XT yapıştırıcı kullanılmasına karar verilmiştir(97).

Işık kaynağı olarak geçmiş yıllarda yapılan birçok araştırmada halojen cihazları kullanılmıştır (156,157). Ancak LED ışık cihazlarının klinik kullanımının artmasıyla, son zamanlarda yapılan in vitro araştırmalarda daha sık LED ışık cihazları tercih edilmektedir (158). Dunn ve ark. (159), LED ışık cihazları ile polimerizasyon sağlanabilmesi için ışının 20 -40 sn uygulanmasının yeterli olduğunu bildirmişler, ancak 10 sn ışın uygulamasında polimerizasyonun yeterli olmadığını rapor etmişlerdir. Araştırmamızda da LED cihazı kullanılmış, 10 sn distalden ve 10 sn mezialden uygulanarak totalde 20 sn uygulama tercih edilmiştir.

Ortodontide yapılan in vitro çalışmalarda bağlanma kuvvetlerini yani braketin dişten ayrılması için uygulanması gereken kuvveti ölçmek amacıyla çeşitli test yöntemleri uygulanmaktadır. Bu ölçümü yapabilmek için en çok tercih edilen standart ölçüm

yöntemlerinden biri basma dayanıklılığı (Shear Bond Strength-SBS) testidir (127,160–162).

Universal test cihazı ile SBS testi braket bağlanma kuvvetini inceleyen çalışmalarda çok yaygın kullanılmaktadır. Fakat eşit olmayan kuvvet dağılımı sebebiyle kullanılması için hassas bir yöntem gerekmektedir. Dengesiz kuvvetler yapıştırılan brakette koheziv (braket içi) kırılmalara ve mine yüzeyinde kopmalara sebep olabilmektedir (162). Ayrıca, testin uygulanması esnasında kuvvet doğrultusundaki değişiklikler, ölçülen bağlanma kuvvet değerlerinde farklılıklara sebep olabilmektedir. İdeal kuvvet doğrultusu, numune yani mine yüzeyine paralel olmalıdır. Bu sebeple, SBS değerlerini ölçerken hata yapmamak için standardizasyonun sağlanması gerektiği bildirilmiştir (163,164).

Universal test cihazının hızı ile ilgili yapılan araştırmalarda farklı hızlarda herhangi bir fark bulunamamıştır ve yaygın olarak 1mm/dk hız kullanımı tercih edilmiştir (164). Çalışmamızda kullanılan universal test cihazında, uygulama yönünün numune yüzeyine paralel olmasına ve kuvvetin uygulanmasında standardizasyonun sağlanmasına dikkat edilmiştir. Fakat buna rağmen kuvvet doğrultusundaki dengesizlik sebebiyle A grubundan 1, B grubundan 3, D grubundan 2 ve E grubundan 1 premolar dişin bukkal yüzeyi değerlendirme yapılamayacak kadar zarar görmüş ve bu sebeple toplamda 7 numune çalışma dışı tutulmuştur. Kuvvet hızı ise literatürdeki çalışmalarda sıklıkla kullanılan hız olduğu için 1mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Söküm sonrasında mine yüzeyinde kalan artık rezin miktarı, mineye verilen zarar bakımından önemlidir (165). Braket söküldükten sonra mine yüzeyinde kalan artık rezin miktarının hesaplanması için Artun ve Bergland (166) ile Bishara ve Trulove (167) ARI skorunu tanımlamışlardır. Bu skorlar, mineye zarar verilip verilmediği hususunda bilgi sağlamaktadır (168). Bu nedenle son zamanlarda çalışmalarda söküm sonrası mine yüzeyinde kalan adeziv rezinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan indeks ARI'dır (169).

ARI skorlaması birden fazla teknikle belirlenebilmektedir. Klinikte ışık altında çıplak gözle, stereomikroskop ile, SEM görüntüleri ile, 3 boyutlu prolifometre ile ya da FEM ile belirlenebilmektedir (169). Çalışmamızdaki bütün grupların ARI skorları stereomikroskop ile belirlenmiştir. ARI skorlamasının doğru olarak yapılabilmesi, en doğru

yapıştırıcının seçilebilmesi ve mineye en az zararı veren söküm tekniğinin belirlenebilmesi açısından önemlidir (170,171). ARI skoru ne kadar büyükse, adeziv rezinin o kadar büyük kısmının mine yüzeyinde kaldığı ve söküm işleminin o kadar sağlıklı olduğu söylenebilir. Bizim çalışmamızda; Lai ve ark. (120) tarafından dişlerin üzerindeki adesiv artıklarını belirlemek için modifiye edilmiş olan ARI skorlaması kullanılmıştır.

Sabit ortodontik tedavide braketlerin kullanılmaya başlanması ile birlikte, braket sökümü sonrasında artık rezinin temizlenmesi ve sonucunda diş yüzeyinde oluşan değişim hakkında çok fazla sayıda araştırma yapılmıştır (92). Ortodontik braketlerin sökümü sonrasında kullanılan bazı materyallerin mineye geri dönüşümsüz hasar verdiği bulunmuştur (92). Çelik ve elmas frezler, Arkansas taşı veya lazerin adeziv rezinin temizlenmesinde kullanılması önerilmemiştir. Tungsten karbit frezler ise ultrasonik aletler, Sof – Lex diskler, el aletleri, abraziv lastikler ve kompozit frezlere nazaran daha hızlı ve etkili bulunmuştur. Tungsten karbit frezlerle diş yüzeyindeki rezin temizlendikten sonra, cilalama metodu olarak Sof – Lex diskler, polisaj patı ya da pomza – su karışımı kullanımı önerilmiştir (92).

Söküm işlemi aşamasında mine yüzeyinden artık rezinin temizlendiği ve sonuçlarının değerlendirildiği çok sayıda in vitro araştırma vardır. Bu araştırmalardaki artık rezini temizleme işlemi yalnız bir uygulayıcı tarafından yapılabildiği gibi özel hazırlanan cihazlar kullanılarak mine yüzeyinin temizliğinin yapıldığı çalışmalar da bulunmaktadır (85,91,93,172–175). Araştırmamızda kliniği yansıtabilmesi için artık rezini temizleme işlemi bir uygulayıcı ile yapılmıştır.

Ortodontik tedavi sonunda mine yüzeyindeki braketlerin ve yapıştırıcıların sökülüp temizlenmesi gerekmektedir. Bu işlemlerin herhangi bir hasar oluşturmadan ve mine yüzeyinin tedavi öncesi şeklinin korunarak yapılması esas hedeftir (25). Yapılan çalışmalarda söküm sonrası artık rezini temizlemek için en sık tercih edilen yöntemin farklı sayıda bıçağa sahip tungsten karbit frezlerin, yüksek veya yavaş devirlerde kullanımı olduğu görülmektedir (72,82,83,172). Çalışmalarda, yüksek ve düşük devirlerde karbit frezle mine yüzeyinin temizlenmesi incelenmiş ve ortak sonuç olarak düşük devirde kullanımın mine yüzeyine daha az hasar verdiği bildirilmiştir (176). Tungsten karbit frez 30.000 rpm'den daha yüksek devirlerde kullanıldığında temizlik daha hızlı olmakta fakat mine yüzeyine daha fazla zarar verilmektedir (89–91). Tungsten karbit frezin devrini

değerlendiren çalışmalarda ideal devir sayısı 20.000 rpm olarak bildirilmiştir (85,93,177,178). Bizim çalışmamızda, literatürdeki başarılı sonuçlar sebebiyle 12 bıçaklı tungsten karbid frez 20.000 rpm'de mikromotor ile kullanılarak adeziv temizleme işlemi yapılmıştır.

Zachrisson ve Artun (89) ise, örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde, mine yüzeyinde en az çizik ve minimum mine kaybı oluşturan yöntemin düşük hızda çalışan tungsten karbid frez olduğunu bildirmişlerdir. Tungsten karbit frezleri kullanırken ise dikkatli olunması tavsiye edilmiştir.

Bizim çalışmamızda söküm sonunda mine yüzeyinin temizliğinde 4 mm uzunluğunda 12 bıçaklı tungten karbit frezler kullanılmıştır. Literatürde tavsiye edilen şekilde kullanılan karbit frezler ile düşük devirdeki anguldurvayla rezin artıkları temizlenmiştir. Temizleme esnasında mine yüzeyinde hasar oluşturmamaya özen gösterilmiştir ve temizleme işlemine mine yüzeyindeki artık rezinin tamamı temizlenene kadar devam edilmiştir. Sonrasında ise mineye polisaj patı uygulanmıştır.

Ortodontik tedavi bitiminde yapılan söküm sonrasında mine hasarı görülmesi çok sayıda araştırmacı tarafından bildirilmiştir (8). Kitahara ve ark'nın (125) yaptığı çalışmada mine çatlağı sayısı değerlendirilmiştir. Bu çalışmada dişlerin söküm öncesi ve sonrası 50X büyütmede SEM ile fotoğrafları alınıp değerlendirilmiştir. Benzer şekilde Aksakallı ve ark. (179) braketlerin lazer ile debondingi sonrası, ortaya çıkan mine çatlaklarını stereomikroskop ile değerlendirmiştir. Kitahara ve ark. (125) mine zararını değerlendirdiği çalışmada 2 farklı yapıda (polikristalin-monokristalin) seramik braket kullanmışlardır. Tüm gruplarda braketleri, konvansiyonel yöntem ile sökmüşlerdir. Kimyasal bağlanan polikristalin braketlerde debonding sonrasında mine çatlağı sayısının arttığını bildirmişlerdir. Mekanik bağlanan monokristalin braketlerde bonding öncesi ve debonding sonrasında mine çatlakları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızda ise, yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak, dişlerin söküm öncesi ve söküm sonrası SEM ile 40X büyütmede fotoğrafları alınıp, görüntü üzerinde mine çatlağı sayısındaki artışı ve en uzun çatlağın boyundaki artışı birlikte değerlendirilmiştir.

Braket sökümü sonrası mine yüzeyinde oluşan hasarın incelenmesi amacıyla çok sayıda çalışma yapılmıştır (180). Yapılan çalışmalarda, mine yüzeylerini değerlendirmek

maksadıyla sıklıkla SEM görüntüsü alınmaktadır (123,180,181). SEM görüntülerinin incelenmesiyle söküm sonrasında ortaya çıkan çatlak, kırık ve kopmalar belirlenebilmektedir (91). SEM ile, braketlemeden söküm sonuna kadar mine yüzeyine yapılan işlemlerin sonuçlarını değerlendirmemiz sağlanmaktadır (182). Çalışmamızda da söküm öncesi ve sonrası alınan görüntülerde, mine çatlaklarının sayısındaki ve en uzun çatlağın boyundaki değişimi değerlendirmek için SEM görüntüleri kullanılmıştır. Bu yöntem literatürde benzer çalışmalarda kullanılmış olup mine yüzeyinde oluşan hasar hakkında ayrıntılı bilgi edinmek için tercih edilmiştir.

Söküm sonrasında diş yüzeyinde ortaya çıkan değişimlerin değerlenmesine yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır (180). Bu araştırmaların bazıları, adesiv yüzeylerinin detaylı bir şekilde incelenmesine yönelik olmakla birlikte, bazılarında diş mine yüzeyleri değerlendirilmiştir (123,180,181). Adesiv ve mine yüzeyinin detaylı bir şekilde incelenebilmesi SEM görüntüsünün analizi ile sağlanabilmektedir (182). SEM analizleri ile söküm sonrasında ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sonrasında minede ortaya çıkan değişiklikler (kırık, çatlak) belirlenebilmektedir (91). SEM ile söküm işlemi başından yapıştıcının temizlenme aşamasına kadar yapılan uygulamaların mine yüzeyindeki etkileri değerlendirilebilmektedir (182).

5.3. Bulguların tartışılması

Yeterli bağlanmanın sağlanabilmesi için gereken braket-mine ara yüzeyleri arası minimum bağlanma direnci 5,9 MPa olarak belirtilmiştir (183). Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda bulunan bu değerler kliniği tam anlamıyla yansıtmasa bile klinik çalışmalarda bu değerler göz önünde bulundurulmalıdır (184). Seramik braket tabanlarına hidroflorik asit jel ve silan uygulaması, seramik yüzeyin topografyasını, ıslanabilirliğini, yüzey alanını ve materyalin yüzey enerjisini değiştirmektedir (185). Bizim çalışmamızda gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı E grubunda bulunmuştur. A grubundaki değerler B, D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmüştür. C grubundaki değerler ise D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük görülmüştür. C grubundaki SBS değerlerinin B grubuna göre düşük bulunması; Inspire Ice braketin tabanına uygulanan asit sonucunda, düzensiz bir taban yüzeyi oluşarak braketin tabanındaki ball base design tasarımının değişip, mekanik bağlanma şeklinin tamamen kimyasala dönüştüğünü düşündürmektedir. Dolayısıyla, silan uygulanmış Inspire Ice braketin SBS değerindeki değişim nedeni olarak

bağlanma şeklinin değişmesi düşünülmüştür. Yapılan bir çalışmada monokristalin seramik brakete hidroflorik asit ve silan uygulanmasının, bağlanma dayanıklılığını oldukça düşürdüğü ve bu durumun hidroflorik asitin silika tabakasını ortadan kaldırmasına bağlı olduğu belirtilmiştir (186). Ancak bu çalışma dışında literatürde seramik braket yüzeyine hidroflorik asit ve silan uygulanarak bağlanma kuvvetinin nasıl etkilendiğini değerlendiren başka bir çalışma bulunmamaktatır. Bu anlamda, bizim çalışmamız hem monokristalin hem de polikristalin seramik braketlere silan uygulanarak bağlanma dayanımının nasıl etkilendiğini inceleyen tek çalışmadır.

Dumbryte ve ark (180) yaptığı araştırmada, söküm sonrasında mine yüzeyindeki çatlakları SEM görüntüleriyle incelemiştir. Metal braketlerin kullanıldığı çalışmada, söküm işleminde geleneksel yöntem kullanılmıştır. Söküm işlemi Weingart pensi ile yapılmış ve artık rezin yüzeyden temizlendikten sonra yapılan SEM analizinde mikroçatlakların arttığı gözlenmiştir.

Zachrisson ve ark. (89) debonding sonrası oluşan mine çatlak ve kırıklarını incelemiştir. Hastalar; braket sökümü yapılmış grup, bant sökümü yapılmış grup ve tedavi görmemiş grup olarak 3 gruba bölünmüş ve fiberoptik transiluminasyon cihazından elde edilen görüntülerle değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirme sonucunda 3 grupta da mine çatlakları olduğu bildirilmiştir. Çatlakların bazılarının çok belirgin olduğu ve klinik muayenede rahatlıkla görülebildiği bildirilmiştir. Çatlakların büyük çoğunluğu vertikal yönde ve dişin gingival üçlüsünde görülmüştür. 3. gruptada maksiller santral kesici ve kanin dişlerde çatlakların bulunduğu belirtilmiştir. Horizontal çatlaklar maksiller ve mandibuler santral dişlerde bulunmuştur.

Yapılan çalışmalarda özellikle seramik braketlerin çıkarılması sırasında mine çatlakları ortaya çıkabilmektedir (55,150,187). Kimyasal retansiyon sağlayan seramik braketlerde bağlanma kuvvetinin daha yüksek olduğu ve mekanik retansiyon sağlayan metal braketlere oranla daha yüksek oranda mine çatlağına sebep olduğu bazı çalışmalarda bildirilmektedir (68). Fakat metal ve seramik braketler arasında mine çatlağı oluşturmak bakımından fark olmadığını ya da seramik braketlerde çatlağın azaldığını söyleyen çalışmalar da vardır (125,150). Bizim çalışmamızda SEM görüntüleri analiz edildiğinde mine çatlaklarının sayısındaki ve uzunluğundaki artış A grubunda, D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. Yine hem B hem C grubunda, mine

çatlaklarının sayısındaki ve uzunluğundaki artış D ve E grubuna göre anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. En fazla mine hasarının Symetri brakette olması, polikristalin seramik braket yapısından kaynaklanmış olabilir. Literatürde, metal braket ile monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin sökümü sonrası oluşan mine çatlağı sayısı ve uzunluğunu değerlendiren bir çalışmada mine çatlağı sayısı ve uzunluğu değişimi en az metal grupta en fazla polikristalin grubunda bulunmuştur (188).

Çalışmamızda polikristalin braket grubunda en fazla hasarın E grubunda olması ise polikristalin seramik braket tabana hidroflorik asit ve silan uygulanması sonucu oluşan kimyasal bağlantıdan kaynaklanmış olabilir. Silan uygulamasının kompozit rezinle porselen ara yüzeyindeki kimyasal bağlantıyı artırdığı literatürde bildirilmiştir (55,149,150-152). Ek olarak silan uygulamasının yüzeyin ıslanabilirliğini de önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir (127,148,153,154). Bizim çalışmamızda da, E grubunda Symetri braketlerin tabanına hidroflorik asit ve silan uygulanmış, bunun sonucunda literatürle uyumlu olarak bağlanma direnci artmıştır. Ancak literatürde hem monokristalin hem de polikristalin seramik braketlere silan uygulanarak mine çatlağı sayısı ve boyutlarının nasıl etkilendiğini değerlendiren bir çalışma bulunmamaktatır. Bu anlamda da, bizim çalışmamız hem monokristalin hem de polikristalin seramik braketlere silan uygulanarak mine çatlağı sayısı ve boyutlarının nasıl etkilendiğini inceleyen tek çalışmadır.

Artık yapıştırıcı miktarını doğru ve kesin bir şekilde değerlendirebilmek için yapılan ARI skorlaması, mine yüzeyinin büyütülerek incelendiği ve artık kompozit miktarının braket kaide alanına göre yüzdesel olarak ifade edildiği kantitatif bir yöntemdir. ARI skorlamasının doğru bir şekilde yapılması; doğru ortodontik yapıştırıcının ve braketin seçilmesi ve mineye en az hasarı verecek debonding yönteminin belirlenebilmesi açısından önemlidir. Çalışmamızdaki metal braket ve seramik braket grupları karşılaştırıldığında, tüm gruplar içinde en yüksek ARI skoru metal braket grubunda (Grup A) çıkmıştır. Bu değer diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. Polikristalin ve monokristalin seramik braketler kendi arasında değerlendirildiğinde ise, silan uygulanmış Inspire Ice braket grubundaki (Grup C) ARI skoru silan uygulanmış Symetri braket grubundan (Grup E) anlamlı derecede daha yüksek görülmektedir. Seramik braket gruplarının arasında en düşük ARI skoru E grubunda bulunmuştur. E grubunda braket tabanına uygulanan hidroflorik asit ve silan, kompozit ile braket tabanı arasında kimyasal bağlantıya sebep olduğu için başarısızlık mine-kompozit arayüzeyinde görülmüş ve bu

durum mine yüzeyinde kalan adesiv miktarının azalmasına sebep olmuştur. Fakat C grubunda ARI skoru B grubuna göre daha yüksek bulunmuş, bu durumun ise monokristalin braketin yapısından kaynaklandığı veya braketin tabanına asit uygulanması nedeniyle bozulan mekanik retansiyon mekanizması sonucu olabileceği düşünülmüştür. Yapılan bir çalışmada, metal braket, mekanik bağlanan polikristalin seramik braket ve kimyasal bağlanan polikristalin seramik braketin sökümü sonrası ARI skorları değerlendirilmiş, en yüksek ARI skoru metal brakette, en düşük ARI skoru ise kimyasal bağlanan polikristalin brakette bulunmuştur (189). Bizim çalışmamız ise hem monokristalin hem de polikristalin seramik braketlerde, silan uygulamış ve silan uygulanmamış grupların ARI skorunu değerlendiren tek çalışmadır.

SBS değeri ile mine çatlağı sayısı artışı, en uzun mine çatlağının uzunluğu artışı ve ARI skoru arasındeki korelasyonu değerlendirdiğimizde B grubunda SBS değeri ile ARI Skoru arasında anlamlı ve pozitif yönde bir ilişki bulunmuştur. SBS değeri arttıkça ARI skoru değerinin de artığı bulunmuştur. Literatürde bu tür bir korelasyon ilişkisini değerlendiren çalışma bulunmazken, bu bulgu tüm gruplarda genel olarak rasladığımız artan SBS değerlerine paralel olarak azalan ARI skorları verileri ile ters düşmektedir ve mekanik bir gerekçe ile açıklamak mümkün olmadığı için raslantısal olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızın limitasyonları ise; in-vitro şekilde gerçekleştirilmiş olması ve dolayısıyla ağız ortamını tam olarak taklit edememesi, sadece premolar dişler üzerinde uygulama yapılması, söküm yöntemi olarak brakete özel penslerin kullanılması yerine üniversal test cihazıyla sıyırma testi uygulanması olarak özetlenebilir.

6. SONUÇ

- Master Series metal braketlerin bağlanma değeri; silansız monokristalin Inspire Ice ve hem silansız hem silanlı polikristalin Symetri braketlere göre belirgin olarak daha düşüktür.
- Silanlı monokristalin Inspire Ice braketin bağlanma değeri; hem silanlı hem silansız polikristalin Symetri braketlere göre belirgin olarak düşüktür.
- Metal ve monokristalin Inspire Ice braketlerde braket sökümü sonrası mine çatlağı sayısındaki artış polikristalin Symetri braketlere göre çok daha az olmuştur.
- Metal ve monokristalin Inspire Ice braketlerde braket sökümü sonrası var olan çatlakların boyutundaki artış polikristalin Symetri braketlere göre çok daha az olmuştur.
- Braket sökümü sonrası mine yüzeyinde kalan adeziv artığı miktarı; metal braketlerde tüm porselen braketlere göre belirgin olarak fazladır.
- Braket sökümü sonrası mine yüzeyinde kalan adeziv artığı miktarı; silan uygulanmış monokristalin Inspire Ice brakette silan uygulanmış polikristalin Symetri brakete göre belirgin olarak fazladır.

KAYNAKLAR

1. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997;111(4):374–81.

2. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997;112(1):34–40.

3. Gökalp S, Güçiz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A, Ünlüer Ş. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili Türkiye-2004. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2007;31(4):11–8.

4. Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin and enamel. Dent Mater. 2005;21(7):616–24.

5. Jena AK, Duggal R, Mehrotra AK. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. Trends Biomater Artif Organs. 2007;20(2):101–15.

6. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. Orthodontics-e-book: current principles and techniques. Elsevier Health Sciences; 2016.

7. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001;119(6):672–3.

8. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849–53.

9. Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. Am J Orthod. 1965;51(12):901–12.

10. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. Am J Orthod. 1977;71(2):173–89.

11. Kramer PF, Zelante F, Lorenzetti Simionato MR. The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth. Pediatr Dent. 1993;15:108.

12. Guba CJ, Cochran MA, Swartz ML. The effects of varied etching time and etching solution viscosity on bond strength and enamel morphology. Oper Dent. 1994;19:146.

13. Ireland AJ, Sherriff M. The effect of pumicing on the in vivo use of a resin modified glass poly (alkenoate) cement and a conventional no-mix composite for bonding orthodontic brackets. J Orthod. 2014.

14. Miura F, Nakagawa K, Ishizaki A. Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. Bull Tokyo Med Dent Univ. 1973;20(3):245–60.

15. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997;111(4):366–73.

16. Özel S, Yetkiner EZ, Capraro RM, Küpçü AR. Young adolescent education in Turkey. An Int look Educ young Adolesc. 2009;1–23.

17. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. Am J Orthod. 1982;82(5):379–83.

18. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. In: Seminars in Orthodontics. Elsevier. 1997. p. 147–56.

19. Swartz ML. Why prophy prior to bracket bonding. Clin Impressions. 1994;3(11).

20. Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F. Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. Eur J Orthod. 2008;30(2):211–6.

21. Murfitt PG, Quick AN, Swain M V, Herbison GP. A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching primer. Eur J Orthod. 2006;28(5):444–9.

22. Reis A, Santos JE dos, Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR. Eighteen-month

bracket survival rate: conventional versus self-etch adhesive. Eur J Orthod. 2008;30(1):94–9.

23. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Do sealants seal? An SEM investigation. J Clin Orthod JCO. 1992;26(3):141–4.

24. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1991;100(3):209–11.

25. Graber TM, RL V. Vig WLK. Orthod Curr Princ Tech. 2005.

26. Hanley KJ. Orthodontics: Current Principles and Techniques. N Y State Dent J. 2005;71(6):69.

27. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. Angle Orthod. 2004;74(2):264–8.

28. Littlewood SJ, Mitchell L, Greenwood DC. A randomized controlled trial to investigate brackets bonded with a hydrophilic primer. J Orthod. 2014.

29. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. Am J Orthod. 1978;74(1):62–78.

30. Jost-Brinkmann PG. The effect of adhesive-layer thinkness on bond strength. J Clin Orthod. 1992;26:718–20.

31. Craig RG, Ward ML. Restorative dental materials. St. Louis: Mosby-Year Book. Inc, ch10. 1997;257.

32. Anusavice KJ, Phillips RW. Science of dental materials. St Louis WB Saunders. 2003;482.

33. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J. 1999;186(8):388–91.

34. Başaran G, Veli İ. Modern etching and bonding materials in orthodontics. Princ Contemp Orthod. 2011;181.

35. Koupis NS, Eliades T, Athanasiou AE. Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. Angle Orthod. 2008;78(5):922–5.

36. Bala O, Ölmez A, Kalayci Ş. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. J Oral Rehabil. 2005;32(2):134–40.

37. ML. S. Ceramic brackets. J Clin Orthod. 1988;22(2):82–8.

38. Olsen ME, Bishara SE JJ. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. Angle Orthod. 1997;67:179–82.

39. Fernandez L CJ. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. Eur J Orthod. Eur J Orthod. 1999;21(1):71–7.

40. Dobrin RJ, Kamel IL MD. Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. Am J Orthod. 1975;76(1):24–33.

41. Faltermeier A, Behr M, Müßig D. In vitro colour stability of aesthetic brackets. Eur J Orthod. 2007;29(4):354–8.

42. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Behlfelt K, Platzer U. Shear bond strength of a new polycarbonate bracket—an in vitro study with 14 adhesives. Eur J Orthod. 1996;18(3):295–301.

43. Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. Angle Orthod. 2002;72(2):141–5.

44. Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;127(4):420–7.

45. Faltermeier A, Rosentritt M, Faltermeier R, Müßig D. Influence of fibre and filler reinforcement of plastic brackets: an in vitro study. Eur J Orthod. 2007;29(3):304–9.

46. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. Angle Orthod. 2006;76(5):851–6.

47. Huang T-H, Yen C-C, Kao C-T. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001;120(1):68–75.

48. Huang T-H, Ding S-J, Min Y, Kao C-T. Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. Eur J Orthod. 2004;26(2):171–7.

49. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. In: Seminars in orthodontics. Elsevier; 1997. p. 178–88.

50. Chung C-H, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):282–7.

51. Liu J-K, Chung C-H, Chang C-Y, Shieh D-B. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;128(6):761–5.

52. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990;98(3):214–21.

53. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990;97(2):121–5.

54. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994;105(6):552–60.

55. Guess MB, Watanabe LG, Beck FM, Crall MG. The effect of Silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. J Clin Orthod JCO. 1988;22(12):788–92.

56. Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield Jr W. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004;125(3):329–36.

57. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;94(3):201–6.

58. Britton JC, Mcinnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990;98(4):348–53.

59. Merrill SW, Oesterle LJ, Hermesch CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994;106(3):290–7.

60. Papageorgiou SN, Sifakakis I, Keilig L, Patcas R, Affolter S, Eliades T, et al. Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: a finite element study. Eur J Orthod. 2017;39(4):411–8.

61. Eliades T, Sifakakis L. Clinically Relevant Aspects of Dental Materials Science in Orthodontics. Orthod Curr Princ Tech. 2016;187.

62. Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;130(5):575–81.

63. Arhun N, Arman A. Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review. In: Seminars in Orthodontics. Elsevier; 2007. p. 281–91.

64. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1997;112(3):244–51.

65. Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CAO, Suh BI, Pashley DH. Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. J Adhes Dent. 2000;2(4).

66. Katona TR. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. Angle Orthod. 1997;67(1):39–46.

67. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? Int Dent J. 1993;43(5):492–8.

68. REDA TB. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. J Clin Orthod. 1991;25(8):475–81.

69. Årtun J. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. Eur J Orthod. 1997;19(2):219–28.

70. 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. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;132(5):680–6.

71. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. Am J Orthod. 1980;77(3):269–83.

72. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004;126(6):717–24.

73. Grundmeier G, Matheisen E and, Stratmann M. Formation and stability of ultrathin organosilane polymers on iron. J Adhes Sci Technol. 1996;10(6):573–88.

74. Øgaard B, Fjeld M. The enamel surface and bonding in orthodontics. In: Seminars in orthodontics. Elsevier; 2010. p. 37–48.

75. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. Enamel cracks and ceramic bracket failure during debonding in vitro. Angle Orthod. 2008;78(6):1078–83.

76. Retief DH, Denys FR. Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. Angle Orthod. 1979;49(1):1–10.

77. Mikšić M, Šlaj M, Meštrović S. Stereomicroscope analysis of enamel surface after orthodontic bracket debonding. Coll Antropol. 2003;27(2):83–9.

78. Rouleau Jr BD, Marshall Jr GW, Cooley RO. Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. Am J Orthod. 1982;81(5):423–6.

79. Oliver RG. The effect of different methods of bracket removal onthe amount of residual adhesive. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;93(3):196–200.

80. Cook R, Watson T, Thompson I. Methods for Removing Adhesive Resin from a Dental Tooth. Google Patents; 2011.

81. Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF. An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the ‘selective’removal of orthodontic resin adhesive. Eur J Oral Sci. 2008;116(5):488–

92.

82. Bora N, Baruah N. Debonding in orthodontics: A review. Univ J Dent Scie. 2015;(1).

83. Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. Eur J Orthod. 2004;26(3):333–8.

84. Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ. The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;108(3):284–93.

85. E. Y. Farklı ortodontik bonding materyalleri ve debonding tekniklerinin mine yüzeyine etkilerinin incelenmesi. 2009;2(1):130.

86. Krell K V, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1993;103(3):258–66.

87. Bicakci AA, Kocoglu-Altan B, Celik-Ozenci C, Tekcan M, Babacan H, Gungör E. Histopathologic evaluation of pulpal tissue response to various adhesive cleanup techniques. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;138(1):12-e1.

88. Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. Angle Orthod. 2005;75(2):220–5.

89. Zachrisson BU, Årthun J. Enamel surface appearance after various debonding techniques. Am J Orthod. 1979;75(2):121–37.

90. Hong YH, Lew KKK. Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. Eur J Orthod. 1995;17(2):121–8.

91. Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. Angle Orthod. 1995;65(2):103–10.

92. 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. Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res. 2014;20:1991.

93. Eminkahyagil N, Arman A, Çetinşahin A, Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. Angle Orthod. 2006;76(2):314–21.

94. Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;118(3):307–10.

95. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2001;119(1):36–42.

96. Korovski I, Madzarova S. Tensile bond strength of a light-cured glass ionomer cement when used for bracket bonding under different conditions: an in vitro study. Eur J Orthod. 2000;22(6):719–23.

97. Arnold RW, Combe EC, Warford Jr JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):274–6.

98. 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. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;124(4):414–9.

99. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1991;100(1):47–52.

100. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2002;72(3):199–202.

101. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer

adhesive. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;118(3):288–94.

102. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;121(3):297–300.

103. 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. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;121(5):510–5.

104. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123(5):547–50.

105. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. Angle Orthod. 2002;72(6):558–64.

106. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2001;71(6):466–9.

107. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;118(3):274–9.

108. Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2004;74(3):400–4.

109. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. Am J Dent. 2001;14(4):205–10.

110. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1998;114(5):514–9.

111. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with

conventional, hydrophilic, and self-etching primers. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123(6):633–40.

112. Owens Jr SE, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. Angle Orthod. 2000;70(5):352–6.

113. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. Angle Orthod. 1999;69(3):267–75.

114. Chamda RA, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1996;110(4):378–82.

115. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. Angle Orthod. 2000;70(6):435–43.

116. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The effect of saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets when using a self-etch primer. Angle Orthod. 2002;72(6):554–7.

117. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Denehy GE. Evaluation of modifying the bonding protocol of a new acid-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2004;74(3):410–3.

118. Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):260–6.

119. Seitavuopio P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. 2006;

120. Lai C, Bush PJ, Warunek S, Covell Jr DA, Al-Jewair T. An in vitro comparison of ultraviolet versus white light in the detection of adhesive remnants during orthodontic debonding. Angle Orthod. 2019;89(3):438–45.

121. TUĞÇE B. No TitleSabit Ortodontik Tedavide KullanılanMalzemelerin Ortodontik

Tedavideki Etkinliği. Ege Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi. 2012;

122. Shahabi M, Heravi F, Mokhber N, Karamad R, Bishara SE. Effects on shear bond strength and the enamel surface with an enamel bonding agent. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2010;137(3):375–8.

123. 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 Stomatol. 2008;57(3):81–94.

124. Lamper T, Ilie N, Huth KC, Rudzki I, Wichelhaus A, Paschos E. Self-etch adhesives for the bonding of orthodontic brackets: faster, stronger, safer? Clin Oral Investig. 2014;18(1):313–9.

125. Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;134(4):548–55.

126. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. Angle Orthod. 2008;78(2):351–6.

127. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. 2003.

128. Hajrassie MKA, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;131(3):384–90.

129. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. J Oral Sci. 2011;53(3):273–82.

130. Adolfsson U, Larsson E, Ögaard B. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):277–81.

131. Steiner-Oliveira C, Nobre-dos-Santos M, Zero DT, Eckert G, Hara AT. Effect of a pulsed CO2 laser and fluoride on the prevention of enamel and dentine erosion. Arch Oral Biol. 2010;55(2):127–33.

132. de-Melo MAS, Passos VF, Alves JJ, Barros EB, Santiago SL, Rodrigues LKA. The effect of diode laser irradiation on dentin as a preventive measure against dental erosion: an in vitro study. Lasers Med Sci. 2011;26(5):615–21.

133. de Freitas PM, Rapozo-Hilo M, Eduardo C de P, Featherstone JDB. In vitro evaluation of erbium, chromium: yttrium–scandium–gallium–garnet laser-treated enamel demineralization. Lasers Med Sci. 2010;25(2):165–70.

134. Freitas PM de, Soares-Geraldo D, Biella-Silva AC, Silva AV, Silveira BL da, Eduardo C de P. Intrapupal temperature variation during Er, Cr: YSGG enamel irradiation on carries prevention. J Appl Oral Sci. 2008;16(2):95–9.

135. Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A. Methodology and models in erosion research: discussion and conclusions. Caries Res. 2011;45(Suppl. 1):69–77.

136. Geneva. Dental materials testing of adhesion to tooth structure. Cent Secr. 2003;

137. Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1992;102(3):215–9.

138. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. Eur J Orthod. 2000;22(1):13–23.

139. Ostby AW, Bishara SE, Laffoon JF, Warren JJ. In vitro comparison of the debonding characteristics of 2 pliers used for ceramic brackets. In: Seminars in Orthodontics. Elsevier; 2010. p. 76–82.

140. Proffit WR. Orthodontic diagnosis: the development of a problem list. Contemp Orthod. 1999;147–95.

141. Featherstone JDB, Duncan JF, Cutress TW. A mechanism for dental caries based on chemical processes and diffusion phenomena during in-vitro caries simulation on human tooth enamel. Arch Oral Biol. 1979;24(2):101–12.

142. P B. Contemporary composite materials. BG Acad. 1994;

143. Canay Ş, Kocadereli I, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop.

2000;117(1):15–9.

144. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Ajlouni R, Laffoon JF. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2005;128(6):755–60.

145. Miles PG, Pontier J-P, Bahiraei D, Close J. The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1994;106(4):371–5.

146. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):242–50.

147. Oesterle LJ, Shellhart WC, Fisher A. Effect of primer precuring on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2004;126(6):699–702.

148. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ 1995). 2000;21(8):659–62.

149. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1996;109(4):420–30.

150. Scott Jr GE. Fracture Toughness and Surface Cracks— The Key to Understanding Ceramic Brackets. Angle Orthod. 1988;58(1):5–8.

151. Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. Am J Orthod. 1984;86(6):503–6.

152. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain—bond strength and refinishing. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1988;94(3):245–52.

153. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2003;89(3):268–74.

154. Major PW, Koehler JR, Manning KE. 24-hour shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to porcelain using various adhesion promoters. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;108(3):322–9.

155. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. Eur J Orthod. 2008;30(2):176–82.

156. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. Angle Orthod. 2005;75(2):254–9.

157. Bulut H, Türkün M, Türkün LŞ, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;132(1):77–83.

158. Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;129(2):175-e7.

159. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2002;122(3):236–41.

160. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. Br J Orthod. 1999;26(4):285–90.

161. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam, and porcelain. 1993;

162. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. Br J Orthod. 1991;18(4):299–308.

163. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2006;129(2):261–5.

164. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. Dent Mater. 2005;21(5):391–6.

165. Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;108(3):242–8.

166. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984;85(4):333–40.

167. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part II. Findings and clinical implications. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1990;98(3):263–73.

168. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ. Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;108(3):302–7.

169. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. Angle Orthod. 2009;79(4):773–6.

170. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;117(4):438–43.

171. Mui B, Rossouw PE, Kulkarni G V. Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. Angle Orthod. 1999;69(3):276–81.

172. Mohebi S, Shafiee H-A, Ameli N. Evaluation of enamel surface roughness after orthodontic bracket debonding with atomic force microscopy. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2017;151(3):521–7.

173. Goel A, Singh A, Gupta T, Gambhir R-S. Evaluation of surface roughness of enamel after various bonding and clean-up procedures on enamel bonded with three different bonding agents: an in-vitro study. J Clin Exp Dent. 2017;9(5):e608.

174. Almeida HC, Vedovello Filho M, Vedovello SA, Young AA, Ramirez-Yanez GO. ER: YAG laser for composite removal after bracket debonding: a qualitative SEM analysis. IJO. 2009;20(1).

175. Elias K, Amis AA, Setchell DJ. The magnitude of cutting forces at high speed. J

Prosthet Dent. 2003;89(3):286–91.

176. Ireland AJ, Hosein I, Sherriff M. Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass polyalkenoate cement. Eur J Orthod. 2005;27(4):413–9.

177. Sigilião LCF, Marquezan M, Elias CN, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Efficiency of different protocols for enamel clean-up after bracket debonding: an in vitro study. Dental Press J Orthod. 2015;20:78–85.

178. Bonetti A, Cervi M, Tomei F, Marchini M, Ortolani F, Manno M. Ultrastructural evaluation of human metaphase II oocytes after vitrification: closed versus open devices. Fertil Steril. 2011;95(3):928–35.

179. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T, Malkoc MA, Ozturk N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. Lasers Med Sci. 2015;30(7):1829–34.

180. 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. Dent Mater J. 2015;34(6):828–34.

181. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. Am J Orthod. 1980;77(3):307–19.

182. Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R. Rapid d ebonding of p olycrystalline c eramic o rthodontic b rackets with an Er: YAG l aser: aninv itro s tudy. Lasers Med Sci. 2014;29(5):1551–6.

183. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. Br J Orthod. 1975;2(3):171–8.

184. Zachrissona BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2000;117(5):592–4.

185. Oh W, Shen C, Alegre B, Anusavice KJ. Wetting characteristic of ceramic to water and adhesive resin. J Prosthet Dent. 2002;88(6):616–21.

186. Gaffey PG, Major PW, Glover K, Grace M, Koehler JR. Shear/peel bond strength of

repositioned ceramic brackets. Angle Orthod. 1995;65(5):351–8.

187. Scott F. Shear bond strengths and effects on enamel of two ceramic brackets. J Clin Orthod. 1993;27(2):83–8.

188. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1999;116(6):635–41.

189. Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: an in-vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2007;132(5):675–9.