



**FARKLI TABAN TASARIMLARINA SAHİP BRAKETLERİN
TEKRAR KULLANIMI ÖNCESİNDE UYGULANAN
ULTRASONİK CİHAZ VE KUMLAMA TEKNİKLERİNİN
BAĞLANMA DAYANIMINA OLAN
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Merve BAYEL AKGÜL

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU**

Uzmanlık Tezi 2020

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI**

**FARKLI TABAN TASARIMLARINA SAHİP BRAKETLERİN TEKRAR
KULLANIMI ÖNCESİNDE UYGULANAN ULTRASONİK CİHAZ VE
KUMLAMA TEKNİKLERİNİN BAĞLANMA DAYANIMINA OLAN
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Merve BAYEL AKGÜL

Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU**

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından TDH 2019-1839 Proje numarası ile desteklenmiştir.

**MALATYA
2020**

İthaf

*Uzmanlık tezimi, bugünlere gelmemde çok emeği olan canımın içi kıymetli ve rahmetli
babam Galip BAYEL'e ithaf ediyorum.*



KABUL VE ONAY SAYFASI

İnönü Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı

Ortodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde

yürütölmüş olan; Dt. Merve BAYEL AKGÖL'ün

“Farklı Taban Tasarımlarına Sahip Braketlerin Tekrar Kullanımı Öncesinde Uygulanan Ultrasonik Cihaz ve Kumlama Tekniklerinin Bağlanma Dayanımına Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi” konulu bu çalışması, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

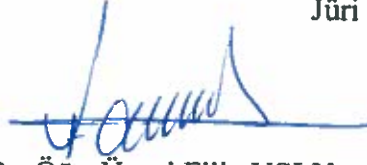
Tez Savunma Tarihi: 09/07/2020



Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Atatürk Üniversitesi

Jüri Başkanı



Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU

İnönü Üniversitesi

(Tez Danışmanı)

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Ayşegöl EVREN

İnönü Üniversitesi

Üye

ONAY

Bu çalışma, yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun bulunarak uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Alaadin POLAT

Dekan

İÇİNDEKİLER

ÖZET	vii
ABSTRACT.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Direkt Bonding	3
2.2. Mine	3
2.2.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	4
2.2.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi.....	5
2.3. Ortodontide Kullanılan Yapıştırma Simanları	6
2.3.1. Kompozit Resinler.....	7
2.3.1.1. Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Resinler.....	8
2.3.1.2. Işık ile Sertleşen Kompozit Resinler	9
2.3.1.3. Hem Işık Hem de Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Resinler	10
2.4. Braketlerin Tekrar Kullanılması.....	10
2.4.1. Mekanik Yöntemler	12
2.4.2. Termal Yöntemler.....	13
2.4.3. Mekanik ve Termal Yöntemlerin Kombinasyonu	14
2.4.4. Endüstriyel Yöntemler	14
2.4.5. Lazer ile Temizleme	14
2.5. Braket Materyalleri.....	15
2.5.1. Plastik Braketler	16
2.5.2. Seramik Braketler	16
2.5.3. Metal Braketler	17

2.6. Braketlerin Taban Tasarımları	18
3. MATERYAL VE METOT	21
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler	21
3.2. Dişlerin Hazırlanması	21
3.3. Çalışma Grupları ve Planı	22
3.4. Akrilik Blokların Hazırlanması	24
3.5. Çalışmamızda Kullanılan Braketler.....	25
3.6. Minenin Pürüzlendirilmesi.....	25
3.7. Braketlerin Yapıştırılması	26
3.8. Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	30
3.9. Adeziv Artık İndeks Skorlaması	33
3.10. Braketlerin Tekrar Kullanımı Öncesinde Uygulanan Ultrasonik ve Kumlama Yöntemleri	35
3.11. İstatistiksel Değerlendirme	38
4. BULGULAR.....	39
4.1. Bağlanma Dayanımı Testi ile İlgili Bulgular	39
4.2. Adeziv Artık İndeksi Skorlaması ile İlgili Bulgular.....	42
4.3. 1. Bağlanma Dayanımı ve 2. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	47
4.4. 1. Bağlanma Dayanımı Sonrası ve 2. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorlarının Değerlendirilmesi.....	49
4.5. Bağlanma Dayanımı ile ARI Skorlarının Korelasyonu	50
5. TARTIŞMA	52
5.1. Amaç, Materyal ve Metodun Tartışılması	52
5.2. Bulguların Tartışılması	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	65
KAYNAKLAR	66
EKLER	84
EK.1. Özgeçmiş	84



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, tezimin hazırlanmasında katkılarını hiçbir zaman esirgemeyen, güler yüzüyle her konuda her zaman yardımcı olan değerli tez danışmanım Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Filiz USLU**'ya;

Ortodonti eğitimim sırasında bilgilerini içtenlikle bizimle paylaşan Anabilim Dalı Başkanımız ve değerli hocam Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Ayşegül EVREN** ve değerli hocam Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Mehmet KARA**'ya;

İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nde çalışan ve güler yüzleri ile her konuda bana yardımcı olan değerli çalışanlarına;

Bu süreçte yanımda olan değerli asistan arkadaşlarım ve desteklerini esirgemeyen tüm **Ortodonti Anabilim Dalı Ailesi**'ne ve her zaman desteğini hissettiğim sevgili eş kıdemlim **Uzm. Dt. Samet ÖZDEN**'e;

Hayatım boyunca maddi manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen bugünlere gelmemde büyük emekleri olan canımın içi rahmetli babam **Galip BAYEL**, biricik annem **Özden BAYEL**, sevgili abim **Erkan BAYEL**, sevgili ablam **Figen ÇELEBİ** ve tüm aileme;

Desteğini her zaman hissettiğim sevgili kayınvalidem **Aysel AKGÜL** ve sevgili kayınpederim **Dt. Ünsal AKGÜL**'e;

İyi ve kötü günümde her zaman yanımda olan, varlığı ile bana güç veren, sevgisini hep hissettiğim canım eşim ve meslektaşım **Uzm. Dt. Semih AKGÜL**'e;

Uzmanlık eğitimim esnasında ailemize katılan varlığı ile yaşam sevincim olan sevgili kızım **Melisa AKGÜL**'e;

Tüm içtenliklerimle teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Farklı Taban Tasarımlarına Sahip Braketlerin Tekrar Kullanımı Öncesinde Uygulanan Ultrasonik Cihaz ve Kumlama Tekniklerinin Bağlanma Dayanımına Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı lazer, foto etched ve mikro etched taban yapılı braketlerin 1. ve 2. bağlanma dayanımının kumlama ve ultrasonik yöntemi kullanılarak değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda 102 adet braket kullanılarak 3 ana çalışma grubu oluşturuldu. 34 lazer taban yapılı Equilibrium 2 braket, 34 foto etched taban yapılı Mini Master braket ve 34 mikro etched taban yapılı Miniature Twin braket kullanıldı. Braketlerin 1. bağlanma dayanımı ve 1. ARI skorları değerlendirildi. Daha sonra çalışmamızdaki 3 ana grup 2 alt gruba ayrılarak her grupta 17 örnek olacak şekilde toplam 6 grup oluşturuldu. Braket tabanları kumlama veya ultrasonik kullanılarak temizlendi ve braketler tekrar aynı dişlere yapıştırıldı. Daha sonra 2. bağlanma dayanımı ve 2. ARI skorları değerlendirildi.

Bulgular: Lazer grubunun 1. bağlanma dayanımı foto ve mikro etched gruplarından yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Lazer kumlama grubunun 2. bağlanma dayanımı lazer, foto etched ve mikro etched ultrasonik gruplarından yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). 1. ve 2. bağlanma dayanımı arasındaki fark foto etched kumlama grubu hariç tüm gruplarda anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Gruplar arasında 1. ve 2. ARI skorları açısından anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$).

Sonuç: Braketlerin tekrar kullanımı öncesinde uygulanan ultrasonik ve kumlama yöntemlerinin braket taban temizliğinde olumlu etkileri olduğu gözlenmiştir. Lazer, foto etched ve mikro etched taban yapısına sahip braketlerin tekrar kullanımında yeterli bağlanma dayanımı elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bağlanma dayanımı, braket taban tasarımı, kumlama, ultrasonik cihaz

ABSTRACT

Evaluation of the Effects of Ultrasonic Device and Sandblasting Techniques on Shear Bond Strength of Brackets with Different Base Designs

Aim: The aim of this study was to evaluate the 1st and 2nd shear bond strength of laser, photo-etched and micro-etched base brackets using sandblasting and ultrasonic methods.

Material and Method: In our study, 3 main groups were obtained using 102 brackets. 34 Equilibrium 2 brackets with laser bases, 34 Mini Master brackets with photo etched bases and 34 Miniature Twin brackets with micro etched bases were used. The 1st shear bond strength and 1st ARI scores of the brackets were evaluated. Then 3 main groups were divided into 2 subgroups and 6 groups were obtained with 17 samples in each group. Bracket bases were cleaned using sandblasting or ultrasonic methods and brackets were rebonded to the same teeth. Then 2nd shear bond strength and ARI scores were evaluated.

Results: The 1st shear bond strength of the laser group is higher than the photo and micro-etched groups ($p<0.05$). The 2nd shear bond strength of laser sandblasting group is higher than the laser, photo-etched and micro-etched ultrasonic groups ($p<0.05$). The difference between 1st and 2nd shear bond strength is higher in all groups except for the photo-etched sandblasting group ($p<0.05$). There is significant difference between the groups in terms of 1st and 2nd ARI scores ($p<0.05$).

Conclusion: It was observed that ultrasonic and sandblasting methods applied prior to the rebonding of the brackets had positive effects on cleaning of the bracket base. Adequate bond strength has been achieved in rebonded laser, photo-etched and micro-etched base brackets.

Key Words: Bracket base design, sandblasting, shear bond strength, ultrasonic

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ARI	: Adeziv Artık İndeksi
Bis-GMA	: Bisfenol A diglisidilmetakrilat
cm ²	: Santimetre kare
CO ₂	: Karbondioksit
dk	: Dakika
Er,Cr:Ysgg	: Erbium, kromyum: Yitrium, skandiyum, galyum, garnet
Er:YAG	: Erbium: Yttrium-aluminum-garnet
Hz	: Hertz
kHz	: Kilo Hertz
LED	: Light Emitting Diode
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetre kare
MPa	: Megapascal
mW	: Miliwatt
N	: Newton
Nd:YAG	: Neodymium: Yttrium-aluminum-garnet
nm	: Nanometre
psi	: Psi pounds per square inch
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No.	Sayfa No.
Şekil 3. 1. Çalışmamızda kullanılan dişler	22
Şekil 3. 2. Çalışma grupları	22
Şekil 3. 3. Çalışma planı.....	23
Şekil 3. 4. Akrilik örneklerin karşıdan ve üstten görünümü.....	24
Şekil 3. 5. Tüm akrilik örneklerin birlikte görünümü	24
Şekil 3. 6. Çalışmamızda kullanılan braketler	25
Şekil 3. 7. Çalışmamızda kullanılan %37'lik fosforik asit	26
Şekil 3. 8. Minenin asit ile pürüzlendirilmesi.....	26
Şekil 3. 9. Transbond XT primer	27
Şekil 3. 10. Transbond XT kompozit rezin	27
Şekil 3. 11. Braket yapıştırmak için kullanılan malzemeler.....	28
Şekil 3. 12. Taşan kompozit artıklarının braketin etrafından temizlenmesi.....	28
Şekil 3. 13. LED ışık cihazı.....	29
Şekil 3. 14. Işık ile polimerizasyonun yapılması	30
Şekil 3. 15. Üniversal test cihazı.....	31
Şekil 3. 16. Trimlenmiş ve test cihazında kullanılacak tüm örneklerimiz	31
Şekil 3. 17. Cihaza yerleştirilen trimlenmiş örneklerin görünümü	32
Şekil 3. 18. Braketlerin taban alanları	33
Şekil 3. 19. Stereo mikroskop.....	33
Şekil 3. 20. ARI skorlarının stereo mikroskop görüntüsü.....	34
Şekil 3. 21. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihaz	35
Şekil 3. 22. Çalışmamızda kullanılan kumlama cihazı ve kumlama tozu.....	35
Şekil 3. 23. Ultrasonik ve kumlama işlemleri sonrası tüm braket tabanlarının stereo mikroskop görüntüsü.....	37
Şekil 4. 1. Grupların 1. bağlanma dayanımı değerleri	39
Şekil 4. 2. Grupların 2. bağlanma dayanımı değerleri	40
Şekil 4. 3. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları.....	44
Şekil 4. 4. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları.....	45

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No.	Sayfa No.
Tablo 4. 1. Grupların 1. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.....	39
Tablo 4. 2. Grupların 2. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.....	41
Tablo 4. 3. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının dağılımı.....	42
Tablo 4. 4. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.	43
Tablo 4. 5. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının dağılımı.....	44
Tablo 4. 6. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.	46
Tablo 4. 7. Gruplar arası 1. ve 2. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.	48
Tablo 4. 8. Gruplar arası 1. ve 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.	49
Tablo 4. 9. Grupların 1. bağlanma dayanımı ve 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları arasındaki korelasyon.	50
Tablo 4. 10. Grupların 2. bağlanma dayanımı ve 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları arasındaki korelasyon.	51

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavinin amacı, fonksiyonel oklüzyon elde etmek için çene kemikleri ve dişlere kuvvet uygulayarak konumlarında çeşitli değişiklikler yapmak ve bu sayede belirli bir çerçevede yerleşmelerini sağlamaktır (1).

Sabit ortodontik tedavinin temeli olan braketler, ortodonti tarihinde ilk zamanlarda altın, paslanmaz çelik gibi metallerin bantlara lehimlenmesi ile kullanılmıştır. Tedavi sonrasında bantlar arasında kalan boşlukların kapatılması gerekliliği ve diş minesinde oluşan dekalsifikasyonlar diş yüzeyine direkt olarak yapıştırılan braketleri gündeme getirmiştir (2).

Ortodontik braketlerin diş minesi üzerinden sıyrılıp kopmaları klinikte sık karşılaşılan bir durumdur. Braketlerin diş yüzeyinden kopması tedavi süresini artırmakta ve diş hareketlerinde nükse sebep olmaktadır. Bu durum ortodontistler ve hastalar için istenmeyen bir durumdur. Birçok yazar mine ile braketin bağlanabilmesi için en uygun bağlanma dayanımının 6-8 MPa olduğunu bildirmiştir (3, 4).

Braketlerin yeterli seviyede bağlanması ortodontik tedavi için oldukça önemlidir. Ortodontistler tedavi esnasında kopan braketlerin tekrar kullanılması yöntemine zaman kaybını önlemek için sıklıkla başvurmaktadırlar (5).

Tekrar kullanılan braketlerin bağlanma dayanımı, braketlerin taban tasarımından, braket tabanında kalan adeziv miktarından, braket tabanının temizlenmesinde kullanılan yöntemlerden etkilenebilmektedir (6). Braketlerin taban temizliği için kumlama, tungsten karbid frez, ultrasonik cihazlar ve direkt ısı uygulama gibi işlemler uygulanmaktadır (7).

Çalışmamızda farklı taban tasarımlarına sahip 3 çeşit braket (lazer tabanlı, mikro etched tabanlı, foto etched tabanlı) ve 2 çeşit braket taban temizleme yöntemi (kumlama ve ultrasonik) kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı; farklı taban tasarımlarına sahip braketlerin tekrar kullanımı öncesinde, braketlerin taban kısmında kalan kompozitin temizleme yöntemlerinden hangisi ile daha etkili temizlendiğini tespit etmek ve braket taban tasarımlarının bağlanma dayanımlarını kıyaslayarak daha iyi olanı bulmaktır. Bu şekilde hızlı ve etkili bir yolla braketlerin tekrar kullanımının sağlanması

hedeflenmektedir. Hekimlere braket tabanını seçmede ve braket taban temizleme yöntemini belirlemede kolaylık sağlanacağı düşünülmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Direkt Bonding

Sabit ortodontik tedavide kuvvetin dişlere iletilebilmesi için kullanılan ataşmanların dişlere doğrudan yapıştırılması işlemine direkt bonding adı verilmektedir. Direkt bonding tekniği, ortodonti kliniklerinde braketleri yapıştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır (8). Ortodontik tedavinin etkili bir şekilde yapılması için braketler ve mine yüzeyi arasında yeterli miktarda bağlantının sağlanması gerekmektedir (9). Bonding rezinlerin diş hekimliğinde uygulanması Buonocore'un 1955 yılında asit-etch tekniği kullanması ile önemli ölçüde artmıştır. Buonocore 1955 yılında yaptığı bir çalışmada dişleri %85'lik fosforik asit ile 30 saniye pürüzlendirmiş ve bunun sonucunda akrilik dolgu materyallerinin dişlere yapıştığını bildirmiştir (10). Direkt bonding tekniğinde konvansiyonel bantlar yerine braketler kullanılmakta ve daha estetik bir görünüme sahip olunmaktadır. Ayrıca bu teknik hekim için daha kolaydır ve braketlerin daha doğru konumlarda yerleştirilmesi yapılabilmektedir. Tedavi sonunda bant boşluklarının bulunmaması, daha az gingival enflamasyon olması, oral hijyenin daha kolay sağlanması gibi çeşitli avantajları bulunmaktadır (11). Ancak braketlerin bağlanma kuvvetinin bantlardan daha az olması, braketler çıkarılırken minede çatlakların ve kırıkların oluşması, debonding işleminde dişlerin üzerinde kalan adezivler temizlenirken minenin zarar görmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (9). Zachrisson 1977 yılında yaptığı bir çalışmada direkt bonding tekniğini kullanmıştır ve bu teknik ortodontistler tarafından kabul görmüştür (12).

2.2. Mine

Mine, diş kronlarını örten, vücuttaki en yüksek oranda mineralize olan ve en sert epitelyal dokudur. Mine aselülerdir ve tükürüğün koruyucu ve remineralizasyon potansiyeli dışında hiçbir fizyolojik onarım yolu bulunmamaktadır. Ameloblastlar tarafından belirli bir hücre dışı alanda oluşturulan ve düzenlenen mine dokusu yüksek oranda organize edilmiş hidroksiapatit kristallerinden ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) meydana gelmektedir (13). Mine %95 mineral, %4 su ve %1 organik maddeden oluşmaktadır (14). Mine dokusu, dentin ve pulpayı korumaktadır. Minenin rengi ve şekli estetik açıdan çok önemlidir ve bu sebeple diş hekimliğinde minenin korunması büyük önem taşımaktadır (15). Minenin inorganik yapısını hidroksiapatit kristalleri oluşturmaktadır

(16). Bu kristaller mine hacminin yaklaşık %90'ını kaplar. Kalan %10-20'lik kısım sıvı organik ve genellikle protein yapılardan oluşmaktadır. Bu bileşenlerin dağılımı ise homojen değildir (17). Hidroksiapatit kristalleri mine içeriğinde en fazla bulunan inorganik bileşendir. Minenin fonksiyonel başarısı hidroksiapatit kristallerinin büyük ölçüde zayıf ve kırılğan olmasına bağlıdır. Her ne kadar hidroksiapatit kristallerinin kırılma tokluğu bilinmese de, mine yerine kullanılacak olan yapay malzemenin altında olduğu düşünülmektedir (18). Ömür boyu tekrarlanan çiğneyici parafonksiyonel yüklere ve darbelere rağmen minede nadiren yıkıcı mekanik başarısızlıklar gözlenmektedir (18).

Mine dokusunun başlıca hücresi ameloblastlardır. Ameloblastlar dişin kron kısmını oluşturduktan sonra fonksiyonlarını kaybederler. Bundan dolayı mine dokusu kendisini yenileyen bir doku değildir. İçeriğinde sadece mineral değişikliği olmaktadır (13, 19).

Mine prizmaları 25 nm derinliğinde, 40 nm genişliğinde ve 160 nm uzunluğunda bazal bir yüzeye sahip altıgen uzun bir konfirügasyonda düzenlenmiş çok sayıda hidroksiapatit kristalinden oluşmaktadır. Her kristalin içinde, tüm kristali oluşturan birim hücreler bulunmaktadır ve bunlar titizlikle mine prizmalarını meydana getirmektedir. Mine kristalleri, anahtar deliği şeklindeki mine prizmalarını oluşturmak için çok sayıda hidroksiapatit kristalleri ile birleşmektedir. Bunlar mine prizmalarının yapı taşıdır. En sonunda birbirine kenetlenmiş çok sayıda anahtar deliği şeklindeki mine prizmaları birleşerek diş minesini oluşturmaktadır (20).

Mine prizmalarının arasında küçük porlar bulunmaktadır. Bu porlar, mine dokusuna sertlik ve yoğunluk vermektedir. Ayrıca mineye geçirgenlik özelliği de sağlamaktadır. Mine bu geçirgenlik özelliği sayesinde belirli iyonları yapısına alabilmektedir. Bu sebeple mine demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösterebilen canlı bir dokudur (21).

2.2.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Diş yüzeyi pelikül adı verilen şekilsiz ve organik hücre içermeyen protein bir film ile kaplıdır. Temizlenmiş diş yüzeyini birkaç dakika içerisinde kaplayan pelikülün diş yüzeyinden uzaklaştırılması gerekmektedir (22). Mine yüzeyinde bulunan organik ve inorganik eklentiler uzaklaştırıldıktan sonra ortodontik braketler mine yüzeyine uygulanmaktadır (23, 24). Mine yüzeyindeki organik ve inorganik artıkları

uzaklaştırmak için pomza, yağsız ve florürsüz profilaksi patı kullanılabilir. Ancak her dişi ayrı ayrı pomzalamak zaman alıcı bir işlemdir ve pomzayı durulamak için hasta başında bir süre geçmektedir (25). D'Attilio ve ark. (26) her dişin bukkal yüzeyini florürsüz pomza ile 15 saniye boyunca cilalamış ve kurulamışlardır. Fitzgerald ve ark. her dişi 10 saniye boyunca kauçuk profilaktik bir kap içerisinde florürlü ve yağsız pomza ile temizlemişler sonrasında distile su ile dişleri yıkayıp kurutmuşlardır (25). Araştırmacılar (27) bonding işlemini negatif yönde etkilemediği için pomza ile mine yüzeyinin temizlenmesini çoğunlukla önermektedirler.

2.2.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Diş dokusu ve rezin restorasyonlar arasında güçlü bir bağlantı olabilmesi için mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir (28). Minenin adezyonu restoratif diş hekimliğinde rutin bir teknik haline gelmiştir (29). Mine yüzeyini pürüzlendirme tekniği, ilk olarak 1955 yılında Buonocore tarafından fosforik asit gibi zayıf asit kullanılarak mine ve akrilik rezinler arasındaki bağlantının artırılması için 30 saniye boyunca %85'lik konsantrasyon ile uygulanmıştır (10). Minenin asit ile pürüzlendirilmesi mine yüzeyini dental rezinlerin yapışmasına daha duyarlı hale getirerek değiştirmektedir (29). Buonocore ve ark. (30) 1968 yılında yaptıkları bir çalışmada, minenin asit ile pürüzlendirilmesi sonucunda mine prizmalarına sıvı monomerin girmesi ile oluşan ve rezin tagları adı verilen bir yapının oluştuğunu ortaya koymuşlardır. Bu rezin tagları mikromekanik kilitlenme için çok önemli bulunmuş ve bu taglar bağlanmanın temelini oluşturmuştur. Birçok çalışmada rezin taglarının penetrasyon derinliğinin 50 µm'ye kadar olabildiği ancak çoğunlukla 8-15 µm'ye arasında değiştiği bildirilmiştir (31). Mine yüzeyinin adezyon yeteneği diş hekimliğinde kavite preperasyonu, çürük profilaksisi ve estetik kavramını değiştirmiştir (29). Gwinnett, Sheykholeslam ve Buonocore (32, 33) minenin asit ile pürüzlendirilmesinden sonra, mine prizmalarının merkezinde ve çevresinde mineral kaybının gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile 1960-1970 yılları arasında mikromekanik kilitlenmenin önemi anlaşılmış ve birçok araştırmacı fosforik asidi farklı oranlarda ve sürelerde kullanarak mine yüzeyini pürüzlendirmiştir (34-36). Rezinin diş yüzeyine bağlanması, genellikle smear tabakasının uzaklaştırılmasına, mikropörözite varlığına, geçirgenliği artırmak için asit muamelesine ve mine yüzeyindeki değişikliklere dayanmaktadır (31). Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemi sonrasında

elde edilen etki asidin konsantrasyonu, çeşidi, formu ve uygulama süresi gibi birçok faktöre bağlı olarak değişebilmektedir (37).

Çeşitli mine pürüzlendirme şekilleri bulunmaktadır. En çok gözlenen pürüzlendirme Tip 1 pürüzlendirmedir. Bu pürüzlendirmede mine prizmalarının merkezleri mineral kaybetmektedir. Tip 2 pürüzlendirmede mine prizmalarının periferleri mineral kaybetmektedir. Tip 3 pürüzlendirmede hem Tip 1 hem de Tip 2 pürüzlendirmeye benzeyen alanlar görülmektedir (38).

Minenin asit ile pürüzlendirilmesinin avantajları bulunmaktadır. Bunlar:

- Bağlantının yapılabileceği dış yüzey alanının miktarını artırmaktadır.
- Minenin ıslanabilirliğini artırarak, bonding ajanının penetrasyonunu kolaylaştırmaktadır.
- Doymuş mine yüzeyini doymamış hale getirmektedir.
- Dış dokusu ile bonding ajanı arasında mekanik bir kilitlenme sahası oluşturmaktadır.
- Uygun konsantrasyon ve sürede kullanıldığında bakterisidal etki göstermektedir.
- Mikrosızıntıya dirençli bir ortam sağlamaktadır (39).

2.3. Ortodontide Kullanılan Yapıştırma Simanları

Ortodontik tedavide direkt bonding tekniği ile braketlerin mine yüzeyine bağlanması oldukça önemlidir. Resin ve hibrit resin simanlar iyi fiziksel özellikleri olması sebebiyle günümüzde ortodontik tedavide yaygın şekilde kullanılmaktadır (40). Kompozit rezinler, uygulamasının basit ve yapışma gücünün iyi olması sebebi ile ortodontide kullanımı en yaygın yapıştırıcılardan biridir. Kompozit rezinlerin mineye bağlanması mikro mekanik kilitlenme ile gerçekleşmektedir. Kompozit rezinlerin mineye bağlanması için nemli serbest alana ihtiyaç duyması ve florürün yetersiz salınması gibi dezavantajları bulunmaktadır.

Direkt bondingin tutuculuğunu artırabilmek, ideal şekilde mine yüzeyine bağlanmasını sağlayabilmek ve minede oluşacak hasarları en aza indirebilmek için kompozit rezinler, resinle modifiye cam iyonomer simanlar ve cam iyonomer simanlardan yararlanılabilmektedir (41).

2.3.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler, 1960'lı yılların ortalarında anterior dişlerin restorasyonu için tanıtılmaya başlanmıştır ve kompozit rezini ilk olarak Rafael L. Bowen geliştirmiştir (42). Kompozit rezinler bir organik matriks, inorganik doldurucu ve bu doldurucuları organik matrikse bağlayan ara fazdan oluşmaktadır (43). Bunlar dışında kompozit rezinlerin yapısında başlatıcılar, aktivatörler, ultraviole stabilizatörleri, polimerizasyon inhibitörleri ve pigmentler de bulunmaktadır (44). Kompozit rezinler bulundukları günden itibaren restorasyonların ömürlerini artırmak için önemli gelişmeler göstermişlerdir. Bununla birlikte geniş endikasyonu bulunan kompozit rezinlerin uygulamalarında hala çeşitli eksiklikler bulunmaktadır. Çiğneme kuvvetleri altında aşınmaya karşı yetersiz direnç, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak ortaya çıkan marjinal sızıntı kompozit rezinlerin ana problemleri olarak gösterilmektedir (45).

Çoğu kompozit rezinin içerisinde organik faz olarak dimetakrilat monomeri olan Bisfenol A diglisidilmetakrilat (Bis-GMA) bulunmaktadır (46). Bunun dışında organik fazında üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) da içeren kompozitler bulunmaktadır (47). Piyasada bulunan kompozitlerin içeriklerinde en fazla Bis-GMA ve UDMA bulunmaktadır (29). Kompozit rezinlerin viskozitesinin düşürülmesi için bazen TEGDMA gibi düşük ağırlıklı monomerler de kullanılabilmektedir (48).

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu kısımlarını kuartz, borosilikat, lityum alüminyum silikat cam ve amorf silika gibi maddeler oluşturmaktadır (49). Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu miktarı ile fiziksel ve mekanik özellikleri arasında bir ilişki bulunmaktadır (50). Kompozit rezinlerin içerisinde bulunan inorganik doldurucuların basınçlara dayanabilme, elastik modül, sertlik, ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve viskozitenin ayarlanması gibi görevleri bulunmaktadır (44). Birçok in vitro çalışma dimetakrilat rezin monomerlerinin çapraz bağlar oluşturmamasının, TEGDMA ya da 2-hydroxy-ethyl-methacrylate (HEMA) gibi polimerleşmemiş monomer salınmasından kaynaklandığını ve bundan dolayı polimerizasyon reaksiyon prosedürlerinin hiçbir zaman tam olarak bitmediğini ortaya koymuştur. Bağ yapmamış serbest monomerler, rezin bileşiklerinin pulpa ve dişeti hücrelerindeki sitotoksitesinden doğrudan sorumludurlar. Bu da kompozit rezinin alerjen potansiyeli ile ilgilidir (49).

Kompozit rezinlerin ara fazı, organik ve inorganik faz arasında bağlantı kurmaktadır. Bu bağlantının güçlü olması çok önemlidir çünkü bağlantı ne kadar güçlü olursa kompozit rezinlerin mekanik ve kimyasal özellikleri de o kadar iyi olmaktadır. Kompozit rezinlerin ara bağlayıcıları silan olarak adlandırılmaktadır (51). Kompozit rezinlerin metakrilat bazlı olanları için ara faz ajanı olarak 3-metakriloksipropil trimetoksisilan (MPTMS) kullanılmaktadır (52). Mine ve braketin bağlanması mekanik kilitlenme ile gerçekleşmektedir (53, 54).

2.3.1.1. Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Reziner

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler otopolimerizan kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Bu kompozitlerin içerisinde başlatıcı olarak dibenzol peroksit bulunmaktadır. Akselatör olarak ise tersiyer aminler (N-dimetilipitoluidin) kullanılmaktadır (44). Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerin pat+pat, pat+likit, toz+likit bileşenlerinin karıştırılması ile polimerize olan formları bulunmaktadır. Pat ve likit bir araya geldiğinde polimerizasyon başlamaktadır. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerin yapısal özelliklerinin yetersiz olması sebebi ile renk değişimleri 3-5 yıl içerisinde ortaya çıkmaktadır (44, 55).

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerin en önemli dezavantajı ise çalışma süresinin az olmasıdır. İki pat birbiri ile karıştırıldığı anda polimerizasyon başlamaktadır. Dolayısı ile hekime fazladan çalışma süresi tanımamaktadır (55).

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler hakkındaki bir diğer konu ise toksisitedir. Bu kompozit rezinlerin yüksek seviyede toksik olduğu belirtilmiştir. Likitin ve aktivatörün kullanımı esnasında dikkatli olunması gerektiği ve braket etrafında kalan fazla kompozit rezinin ise mutlaka temizlenmesi gerektiği rapor edilmiştir (56, 57).

Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerin geliştirilmesi ile homojen olmayan bir polimerizasyon modeli ortodontik bonding sistemine tanıtılmıştır. İki patlı kompozit sisteminin gelişmesi ile polimerizasyon inhibisyonu gibi hataların en aza indirilmesi ve braketin yerleşmesi için gerekli olan adımların azaltılması amaçlanmıştır (58). Bu sistem, primer sürülmüş mine yüzeyinde braketle basınç uygulayarak yoğunlaştırılan bir difüzyon işlemi yapmaktadır. Bu koşullar altında braketin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde potansiyel olarak zararlı etkileri olan çapraz bağlı bir ağ kurulmaktadır. Ancak bu braketlerin bağlanma kuvvetlerine bakıldığında kimyasal

olarak sertleşen kompozit rezinler ve ışıkla sertleşen kompozit rezinler arasındaki bağlanma dayanımı benzer bulunmuştur (58). Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinleri geniş bağlanma gücüne sahip olmalarına rağmen, hekimler kullanım sürelerini ve polimerizasyon zamanını kontrol edememektedirler. Bu sebeple braketlerin hızlı bir şekilde yapıştırılması gerekmektedir (59).

2.3.1.2. Işık ile Sertleşen Kompozit Resinler

Işık ile sertleşen kompozit resinlerin içerisinde polimerizasyon başlatıcısı ve katalizör bulunmaktadır (60). Foto başlatıcı olarak en çok kamforokinon kullanılmaktadır. Sayısı çok az olmakla birlikte bazı kompozit resin türlerinin içerisinde phenylpropandione (PPD) de kullanılabilmektedir (60). Kamforokinon 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır. Kamforokinon polimerizasyon esnasında rengini sarıdan renksiz olana kadar değiştirmektedir. Polimerizasyon yeterli miktarda gerçekleşmediğinde ise kompozit resin içerisinde bir miktar sarı renk kalmaktadır (61). Bu kompozit resinler tek fazdan oluşmaktadır dolayısı ile karıştırılmaları gerekmemektedir (60).

Işık ile sertleşen kompozit resinler posterior restorasyonlar için estetik avantajlara sahiptir ve diş yapılarına bağlanabilmektedir (62). Işık ile sertleşen kompozit resinlerdeki polimerizasyon derecesi örneğin büyüklüğü ile değişmektedir. Bu kompozit resinlerin fiziksel özellikleri, formülasyona ve ışık ile polimerize edilmiş yüzeyin derinliğine bağlıdır. Ancak polimerizasyon derinliği ve derecesinin Amerikan Diş Hekimleri Birliğine göre bir spesifikasyonu bulunmamaktadır (63). Günümüzde flor salabilen ışıkla sertleşen kompozit resinler de kullanılmaktadır. Ogaard ve ark. (64) yaptıkları bir çalışmada ortodontik braketlerin etrafındaki lezyon gelişimini engellemek için florürlü diş macunu kullanımının yeterli olmadığını, ışıkla sertleşen kompozit resinlerin içinde bulunan floridin ortodontik braketler etrafında lezyon gelişimini önemli ölçüde engellediğini tespit etmişlerdir. Braket kenarlarında ortaya çıkan serbest radikal gradientinin kimyasal olarak sertleşen kompozitlerde ışıkla sertleşen kompozit resinlere göre fazla olduğu ve daha çok polimerizasyon büzülmesi gösterdiği tespit edilmiştir (65). Işık ile sertleşen kompozit resinlerin kimyasal olarak sertleşen kompozit resinlere göre bazı avantajları bulunmaktadır. Bunlar:

- Çalışma süresi hekim tarafından ayarlanabilmektedir.
- Pörözite daha az görülmektedir.

- Daha hızlı sertleşebilmektedir.
- Çeşitli renk seçenekleri bulunmaktadır.
- Braket etrafında arta kalan kompozitler daha net bir şekilde temizlenebilmektedirler. Bu sayede plak birikimi ve diş sert dokularındaki demineralizasyon azalmaktadır (44, 64, 66).
- Restorasyona biçim vermek ve renk ile ilgili değişiklikler yapmak daha kolaydır (44).

2.3.1.3. Hem Işık Hem de Kimyasal Olarak Sertleşen Kompozit Rezinler

Hem ışık hem de kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler 1980'lerde restoratif diş hekimliğinde tanıtılmaya başlanmıştır. Dual cure kompozit rezin olarak da adlandırılmaktadırlar. Bu rezinler hem ışık ile hem de kimyasal olarak polimerize olmaktadır. Böylece bir ışık kaynağı kullanarak veya malzemenin katalizörü ve baz reaksiyonu ile polimerizasyon gerçekleşmektedir. Bu rezinlerin ilk kullanım alanları kompozit yapıların ve laminate veneerlerin yapıştırılmasıdır (59). Bu tip kompozit, rezin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşemeyeceğinin düşünüldüğü durumlarda kullanılmaktadır. Hem ışık hem de kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler derin kaviterlerde, 2 mm'den fazla kompozit rezin uygulama durumlarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda daha başarılıdır (44). Smith ve Shivapuja (59) yaptıkları bir çalışmada dual cure kompozit rezinlerin ortodontik kuvvetlere karşı dayanıklılığını yeterli bulmuşlardır.

2.4. Braketlerin Tekrar Kullanılması

Braketlerin ortodontik tedavi esnasında kopması oldukça sık gözlenmektedir. Genelde hekimler kopmuş olan braketi yenisi ile değiştirmektedir (67). Araştırmacılar 1. bağlanma dayanımını ve 2. bağlanma dayanımını karşılaştırmış ve farklı sonuçlara ulaşmışlardır. Jassem ve ark. (68), Harris ve ark. (69) ve Cua ve ark. (70) 1. ve 2. bağlanma dayanımı değerlerinin eşit olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak Faust ve ark. (71), Wright ve Powers (72), Regan ve ark. (73) 1. bağlanma dayanımının 2. bağlanma dayanımından daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Regan ve ark. (73) braketin arkasındaki kompozit rezini, yeşil taşla ve Bunsen alevi ile 3 saniye boyunca yaktıktan sonra kumlama yapmış ve 20 saniye boyunca elektropolishing ile temizlemişlerdir. Regan ve ark. braketlerin tabanında kalan kompozitlerin temizlenmesindeki bu yöntemlerin arasında sayılan yeşil taş ile temizleme ve Bunsen alevi ile yakma

sonrasındaki kumlama ve elektropolishing işlemlerinin sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı arasında bir fark bulamamışlardır.

Braket kopmasının birçok nedeni bulunmaktadır. Bunlar bonding başarısızlıkları, braket taban yapısı problemleri, mine yapısında bulunan çeşitli bozukluklar, oklüzal temaslar ve çiğneme kuvvetleridir (74, 75).

Ortodontik braketlerin kopmasına bonding tekniğindeki başarısızlıklar, braket tabanındaki retansiyon eksiklikleri ve çiğneme kuvvetleri neden olmaktadır. Bu durum ortodonti kliniğinde problemlere yol açmaktadır. Sonuçta tedavi gecikmekte ve tedavinin maliyeti artmaktadır (76). Braket kopmaları özellikle premolar ve molar dişlerde %6-7.2 oranında gözlenmektedir (77). Reynolds ve Von Fraunhofer (78) klinikte braketlerin kopmadan dayanabileceği en az kuvvetin 5.9 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Reynolds ve Von Fraunhofer bağlanma dayanımının 13 MPa'yı geçtiği durumlarda minde hasar görülebileceğini raporlamışlardır. Bağlanma dayanımını etkileyen faktörler arasında; bonding materyalinin içeriği, asidin uygulama süresi ve konsantrasyonu, braketin yapıldığı materyal, braketin taban yapısı sayılabilmektedir (79).

Braketlerin tekrar kullanılması esas olarak kompozit artıklarının braket tabanından çıkarılmasından oluşmaktadır. Böylece braketlerin retantif ağına zarar vermeden tekrar kullanılmasına izin verilmektedir (80). Her ne kadar klinik kullanım braketler üzerinde küçük bozulmalar meydana getirirse de, gözlenen bu bozulmaların ve hasarların çoğu adezivlerin braketten çıkarılması aşamasında gerçekleşmektedir (81). Braketlerin tekrar kullanımının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar:

- Braketin kalitesinde bozulma
- Braketlerde bulunan yer işaretinin kaybı
- Sterilizasyon problemi
- Çapraz enfeksiyon riskidir (82).

Braketlerin tekrar kullanımı klinikte (acil metot) ya da uzman şirketler tarafından yapılabilmektedir (76). Sonuç olarak, klinik içerisinde çeşitli braket tekrar kullanım metotları tanıtılmıştır. Bunlar:

- Mekanik yöntemler

- Termal yöntemler
- Hem mekanik hem de termal yöntemlerdir (Buchman metodu) (7).

Buchman metodunda ilk önce kompozit yakılmaktadır ardından kumlama ve elektropolishing yöntemi ile kalan kompozit artıkları temizlenmektedir (7).

Uzman şirketler ise temizlemeyi endüstriyel yöntemler ile yapmaktadırlar (76). Ayrıca braket altında kalan kompozit artıklarını temizlemek için son zamanlarda lazer de kullanılabilmektedir (83).

2.4.1. Mekanik Yöntemler

Al Maaaitah ve ark. (84) yaptıkları bir çalışmada düşük devirde silikon tungsten karbid frezle temizleme, ultrasonik cihazla temizleme ve kumlama yöntemleri ile braket tabanında kalan kompozit artıklarının temizlendiğini belirtmişlerdir. Tavares ve ark. (76) ise yaptıkları bir çalışmada silikon karbid taş ile temizleme yönteminden bahsetmişlerdir.

Alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama ve silikon karbid taş ile temizleme yöntemlerinde braketin taban kısmındaki yüzey alanının artması ile mikromekanik retansiyon artmaktadır. Böylece braketin rebondingi daha kolay bir hale gelmektedir (76). Geri dönüşüm amacıyla gittikçe yaygın olarak kullanılmaya başlanan Al_2O_3 kumlama tekniği braketin mekanik tutuşunu artırmak, restore edilmiş dişlere braket bağlanmasını iyileştirmek ve mine yüzeyinin preperasyonu için kullanılmaktadır (76). Al_2O_3 kumlama tekniğinde bağlanma dayanımını etkileyen faktörler şunlardır:

- Braket tabanındaki ağ boyutu ve yapısı
- Hem rezinin hem de kumlama esnasındaki Al_2O_3 'ün partikül boyutu
- Rezinin tamamen çıkarılabilmesi
- Kumlamadan kaynaklı braket tabanı hasarlarıdır (85).

Yassaei ve ark. (6) kompozit artıklarının temizlenmesindeki farklı yöntemleri karşılaştırdığında en kısa sürede yapılan işlemin kumlama olduğunu ifade etmişlerdir. Bu yöntemin klinikte kullanılması esnasında, braket tabanına gelecek olası hasarı önlemek için kumlama süresine dikkat edilmelidir. Ayrıca klinikte yeterli havalandırma yapılması da gerekmektedir. Al_2O_3 ile kumlamanın basit, kullanımı kolay bir teknik olduğu belirtilmiş ve braketin tekrar kullanımı için iyi bir seçenek olduğu

kanıtlanmıştır. Klinikte kumlama tekniği kullanılabilmekte böylelikle maliyet ve çalışma süresi de azaltılabilmektedir (76).

Ultrasonik cihazlar güce dayalı cihazlar olarak tanımlanmaktadır. Üretilen yüksek titreşim enerjisi cihazın ucuna iletilmekte ve 25000–42000 Hz aralığında frekanslı titreşime neden olmaktadır. Mikrovibrasyonlar su soğutması altında diş üzerinde bulunan diştasını kırılmaktadır. Ultrasonik cihazların kullanımı esnasında aşırı gürültü oluşmakta ve yüksek miktarda su kullanılmaktadır (86). Ultrasonik cihazlar braketlerin tekrar kullanılması için test edilmiş ve etkili bulunmuştur. Bu cihazlar adeziv ve braket arasındaki bağlantıyı koparmakta ve braket tabanını tekrar kullanım için retantif özelliklerini koruyarak temizlemektedirler (84).

Düşük hızlı el aletinde çalıştırılan silikon karbid taş kullanımı, braket tabanında kalan kompozit temizleme işlemi için yaygın ve kolay uygulanabilen bir yöntemdir. Ancak birçok çalışmada bağlanma dayanımında belirgin bir azalma olduğu bildirilmiştir (7, 72, 73, 76).

2.4.2. Termal Yöntemler

Termal yöntemler arasında direkt olarak braketle ısı uygulamak ve fırınlamak yer almaktadır. Direkt ısı uygulama yönteminde bir gaz meşalesinin alevi braket tabanına 3 saniye boyunca tutulmakta ve bu esnada bonding materyali tutuşmaya başlamaktadır. Ardından braket oda sıcaklığında su ile hemen soğutulmakta ve hava spreyi ile kurutulmaktadır. Buchman metodu kullanıldığında işlem daha karmaşık bir hale gelmektedir ve bu işlem daha fazla zaman almaktadır. Direkt ısı uygulama yöntemi hekime daha önce başarısız olan braketleri tekrar kullanmak için uygun kolay bir yöntem sunmaktadır. Ancak direkt ısı uygulama yönteminin solunabilen zehirli gazlar ürettiği bilinmektedir (87). Bununla birlikte klinikte braketle tekrar kullanma işlemi sırasında yakılan adeziv kalıntılarının miktarı çok azdır. Havalandırması olan bir odada yüz maskesi kullanıldığı zaman, üretilen bu gaz çok düşük tehlikeli bir madde olarak kabul edilmektedir (7). Direkt ısı uygulama yönteminde braketle meydana gelen renk değişikliği çoğu hasta için istenmeyen bir durumdur. Direkt ısı uygulama sonucunda toksik dumanın solunma riski ortaya çıkmaktadır (6). Chetan ve ark. (88) direkt ısı uygulama yönteminin braket sertliğini azalttığını bildirmişlerdir. Ancak Buchman (89) direkt ısı uygulamasından kaynaklanan braket sertliğinin azalmasının klinik bir öneme sahip olmadığını bildirmiştir.

2.4.3. Mekanik ve Termal Yöntemlerin Kombinasyonu

Buchman metodunda ilk önce kompozit yakılmaktadır ardından kumlama ve elektropolishing yöntemi ile kalan kompozit artıkları temizlenmektedir. Diğer işlem ise ısı uygulamasından sonra kumlama işleminin yapılmasıdır (7).

2.4.4. Endüstriyel Yöntemler

Braketin endüstriyel olarak geri dönüşümü için yaygın olarak iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar:

- Adezivi yakmak için direkt ısı uygulaması ve ardından oksidin çıkarılması için elektropolishing ile parlatılmasıdır.
- Adezivin yüksek frekanslı titreşimler ile çıkarılması ve elektrokimyasal parlatma sonrasında kimyasal çözücülerin kullanılmasıdır (89-91).

İşlem kimyasal çözücüler içerdiğinden bonding ajanı 110°C'nin altındaki sıcaklıklarda doğrudan temas ettirilmektedir. Sonrasında sterilizasyon için ise 250°C'de ısıya maruz bırakılmaktadır. Bu yöntemi kullanan şirketler çözücü kimyasal bileşimini açıklamamaktadırlar. Isının braket mikro yapısı üzerindeki olumsuz etkilerinden dolayı geri dönüşüm süreci önemli bir faktördür. Birçok braket 600°C-800°C arasındaki sıcaklıklarda çöken krom-karbid bileşiklerinden oluşan östenitik paslanmaz çelikten üretilmiştir (76). Isı uygulaması metal braketin parçalanmasına sebep olabilmekte ve yapısını zayıflatabilmektedir. Karbid çökmesi sonucu oluşan krom kaybına ek olarak braketin korozyon direnci de azalabilmektedir (92). Braketlere son olarak, elektrokimyasal polishing işlemi uygulanmaktadır. Bu uygulamanın sebebi braketten bulunan düzensizlikleri ve pürüzlülüğü ortadan kaldırmak, aynı zamanda işlemde kaynaklanan opaklık ve korozyon eğilimini önlemektir (76).

2.4.5. Lazer ile Temizleme

Braket altında kalan kompozit artıklarının temizlenmesinde kullanılan lazerler Erbium: Yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer, Neodymium: Yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG) lazer, XeCL Excimer lazer, Erbium, kromyum: Yitrium, skandiyum, galyum, garnet (Er,Cr:YSGG) lazer ve CO₂ lazerlerdir (93-96). Erbiyum ailesi lazerlerinin de braket altında kalan kompozitin temizlenmesinde etkin olarak kullanıldığı rapor edilmiştir (97). Er,Cr:YSGG lazer air-abrazyon tekniğine benzer

etkileri ile dental kompozitin yüzey işlemlerinde başarı ile uygulanmaktadır. Son zamanlarda yapılan bir çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin braketlerin tekrar kullanımını teşvik ettiği bildirilmiştir (98).

Elektron mikroskobu kullanılan bir çalışmada, kompozit rezinin lazer yöntemi ile temizlendiğinde çalışma derinliğinin kontrol edilebildiği bildirilmiştir. Ayrıca braketlerin lazer ile temizlendikten sonra yeterli bağlanma dayanımı sağladığı rapor edilmiştir (99). Lazer fazla maliyetli olmasına rağmen kumlama tekniğine ya da yeni braket kullanma durumuna alternatif bir teknik olarak görülmektedir (99). Tekrar kullanılan braketlerde CO₂ lazer tekniğinin en düşük bağlanma dayanımını gösterdiği bildirilmiştir (6). CO₂ lazer kullanımı yüksek maliyeti ve düşük verimliliği nedeniyle braketlerin tekrar kullanımı için uygun bir yöntem değildir (89).

Yassaei ve ark. (6) yaptıkları bir çalışmada braket tabanlarını CO₂ lazer ile temizlemişler ve braketlerin tabanında önemli miktarda adeziv kalıntı tespit etmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda CO₂ lazer ile braket temizlenmesinin uygun bir geri dönüşüm yöntemi olarak değerlendirilmediği gösterilmektedir. Termal yöntemler ile temizlenen braketler CO₂ lazer ile temizlenen braketlere göre çok daha yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Ahrari ve ark. yaptıkları bir çalışmada Er,Cr:YSGG lazerlerin braket tabanında kalan kompoziti temizleme konusunda etkili bir yöntem olduğunu tespit etmişler ve yeni braketlerin bağlanma dayanımından önemli ölçüde yüksek bağlanma kuvveti elde etmişlerdir (100). Ishida ve ark. (98) yaptıkları bir çalışma sonucunda Er,Cr:YSGG lazerlerin ortodontik braketlerin tekrar kullanılmasını teşvik ettiğini bildirmişlerdir (98). Ancak her ne kadar braketlerin tekrar kullanılması maliyeti düşürse de Er,Cr:YSGG lazer sistemlerinin pahalı olması da bir sorun olarak gözükmektedir.

2.5. Braket Materyalleri

Sabit ortodontik tedavi esnasında kuvveti dişe ileten en önemli ataşman braketlerdir. Braketler yapıldıkları materyale göre üç gruba ayrılmaktadırlar. Bunlar metal, seramik ve plastiktir. Ağızda kullanılan bütün materyallerin:

- Hijyenik olması
- Toksik olmaması
- Korozyona dirençli olması

- Ucuz olması gerekmektedir.

Bunların yanı sıra braketlerden beklenen ilave diğer özellikler ise:

- Estetik olması
- Ağızda renk değiştirmemesi
- Dişe kuvvetli yapışması
- Sürtünme kuvvetinin düşük olması
- Tekrar kullanılabilir olmasıdır (101).

2.5.1. Plastik Braketler

Plastik braketler 1970’li yılların başında paslanmaz çelik braketler yerine kullanılmaya başlanmıştır. Plastik braketlerin hala çözölemeyen birçok problemi bulunmaktadır. Yüzeylerinin yumuşak olması, lekelenmeleri ve boyutsal stabilitelerinin zayıf olması plastik braketlerin klinik kullanımlarını oldukça azaltmıştır (102). Bu braketlerin tercih edilme sebebi estetik seramik braketlere göre daha ucuz olmasıdır (101). Yumuşak oldukları için tork hareketinin dişlere iletilmesi sırasında deformasyona uğrayabilmektedirler. Bazı üreticiler bu sorunu çözmek için plastik braketlere metal bir oluk yerleştirmişlerdir (102). Son zamanlarda seramik ile güçlendirilmiş plastik braketler üretilmiş ve seramik parçaları polikarbonat matriksi ile birleştirilmiştir. Polikristalin alümina, plastik braketlerde daha iyi bir kayma alanı oluşturmaktadır (103).

2.5.2. Seramik Braketler

Seramik; estetik, katı, hijyenik ve doku dostu olması sebebi ile braketler için oldukça uygun bir materyaldir. Bundan dolayı son yıllarda seramik braket kullanımı revaçtadır (101). Birçok seramik braket, uzman üreticiler tarafından üretilmektedir ve ortodontik tedarik şirketleri tarafından tescilli isimlerle satılmaktadır (104). Monokristalin, polikristalin ve zirkonya seramik braketler 1987’den bu yana piyasada bulunmaktadır (101, 104).

Monokristalin braketler, ekstrüzyondan yapılmış sentetik safirden üretilmektedir. Yüzeyleri diğer estetik braketlere oranla daha pürüzsüz ve dayanıklıdır (101). Daha şeffaf bir görünümdeyler. Yapısındaki tanecik büyüklüğü arttıkça braket güçsüzleşmektedir (105, 106).

Polikristalin braketler, enjeksiyon ile kalıplanarak, sinterlenerek ve son olarak bitmiş ürünü üretmek için gerektiği şekilde tutucuyu işleyerek yapılmaktadırlar (104). Bu braketlerin yüzeyleri pürüzlüdür. Tork gibi kontrolsüz yüklemelerde braket kanatlarında kırıklar görülebilmektedir (101). En fazla kullanılan seramik braket çeşidi polikristalin braketlerdir. Sinterleme işleminin ekonomik olması sebebi ile polikristalin braketler daha popüler hale gelmiştir. Ayrıca bu braketlerin içerisindeki düzensiz yapı braketin daha opak görünmesine sebep olmaktadır (107).

Zirkonya braketler polikristalin braketlerden 4 kat daha dayanıklıdır (101). Ancak polikristalin braketlerden daha opak ve sarımsı renkte olması sebebi ile popülerlik kazanamamışlardır (108, 109).

2.5.3. Metal Braketler

Günümüzde kullanılan metal braketlerin çoğu %18 krom ve %8 nikel içeren ostenit paslanmaz çelikten imal edilmektedir. Ancak modern diş hekimliğinde kullanılan dört tip metal braket vardır. Bunlar:

- Paslanmaz çelik braketler
- Krom-Kobalt braketler
- Titanyum braketler
- Değerli metal braketlerdir (110).

Paslanmaz çelik braketler oldukça dayanıklıdır. Hijyenik ve ucuz olması sayesinde uzun zamandır dünyada en çok kullanılan braket materyalidir. Ancak paslanmaz çelik braketler estetik değildir ve içerisinde nikel bulundurması bir dezavantaj oluşturmaktadır (101).

Standart paslanmaz çeliğe yönelik nikel alerjisi ile ilgili endişeler, bu braket tipinin içinde nikel bulundurmayan ya da nikel içeriği çok düşük çeşitlerinin ortaya çıkmasına sebep olmuştur (111). Nikel alerjisine alerjik reaksiyon gösteren hastaların yüzdeleri genel popülasyonda çok fazla değildir (112, 113). Bununla birlikte son zamanlarda yapılan çalışmalar nikelin genotoksik etkileri olduğunu göstermekte ve dolayısıyla bu elemente ve bileşiklerine maruz kalma durumunu en aza indirmek için özen gösterilmesi gerektiği savunulmaktadır (114).

Kobalt-krom braketler genellikle aşınmaya dayanıklı, korozyona dayanıklı, ısıya dayanıklı malzemeler olarak üç temel gruba ayrılabilirler. Kobalt bazlı aşınmaya dayanıklı alaşımlar nikel, krom, karbon, manganez, silikon, molibden, tungsten, demir ve sodyum içermektedir. Bu alaşım braket yapımında kullanılmaktadır. Bununla birlikte kobalt bazlı aşınmaya dayanıklı alaşımlar (düşük nikel içeriğine sahip olanlar) sulu korozyona karşı bir miktar direnç gösterse de bu direnç sınırlıdır (115).

Titanyum braketlerin artan biyouyumlulukları ve titanyumun korozyon direncinin yüksek olması sebebi ile titanyum braketler paslanmaz çelik braketlerin yerine alternatif olarak tanıtılmıştır. Titanyum braketler saf titanyum içerikli olanlar ve titanyum alaşımından yapılanlar olmak üzere iki çeşittir (116). Titanyum braketlerin sürtünme direnci titanyum teller ile test edildiğinde yüksek bulunmuştur (117). Titanyum braketler paslanmaz çelik braketten daha esnektir ve bu yüzden titanyum braketlerde plastik deformasyon daha az görülmektedir (118).

Değerli metal braketler genelde altın, platin ve palladyum gibi metallerden üretilmektedirler. Altın braketler genelde lingual ortodontide kullanılmaktadır. Ancak altının yüksek maliyetli olması sebebi ile edgewise braketler paslanmaz çelikten imal edilmektedirler. Değerli metal braketlerin tork etkisi ve sürtünme kuvveti özelliklerine literatürde rastlanmamaktadır. Dolayısı ile bu braketlerin paslanmaz çelik braket gibi davrandığı varsayılmaktadır (119).

2.6. Braketlerin Taban Tasarımları

Braketlerin dişe yapışabilmesi için braket tabanı ve adeziv arasındaki birleşme mekanik kilitleme ile olmaktadır. Bu bağlanma kuvvetini artırabilmek için metal braketlerin tabanında çeşitli değişiklikler yapılmaktadır. Delikli taban yapısına sahip braketlerin taban tasarımları az miktarda plak tutmakta ve güçlü bağlar oluşturmaktadır. Foil-mesh tabanlı braketler delikli taban yapısına sahip braketlerden daha estetik görünmekte ve pürüzsüz, hijyenik bir yüzey sağlamaktadırlar. Metal braketlerin estetik özelliklerini geliştirebilmek amacı ile braketin ve braket tabanının boyutunu azaltmaya her zaman bir eğilim vardır. Adeziv sistemler geliştikçe braket tabanları da giderek küçülmüştür. Retantif alanın küçülmesine bağlı olarak braketlerin kaynak noktaları ve mesh ağ büyüklüğü zaman içerisinde değişikliğe uğramıştır (120).

Geçmişten günümüze ortodontide kullanılan bazı braket taban tasarımları şunlardır:

- Foil-mesh tabanlar
- Delikli tabanlar
- İntegral (horizontal oluklu) tabanlar
- Döküm tabanlar
- Lazer yapılı tabanlardır (120).

Çeşitli mesh ağlarının üretiminde kullanılan mesh'in boyutları 40, 60, 80 ve 100 gauge'dur (121). Metal braketlerde kullanılan en ince mesh yapısı 155 µm partikül boyutuna kadar dolguyu barındırabilen 100 gauge'dur (122). Maijer ve Smith (120) metalik ve seramik parçacıklarını braket tabanına birleştirerek metal braketlerin mekanik tutuculuğunu geliştirmişlerdir. Partikül bazlı braket tabanları çeşitli ebattaki paslanmaz çelik ve kobalt-krom boncukların bazlar üzerine yaklaşık 1100°C'de 4 saat boyunca inert bir atmosferde sinterlenmesi ile hazırlanmıştır. Seramik kaplamalar ise benzer sinterleme teknikleri ile paslanmaz çeliğe kimyasal bir bağlayıcı madde ile uygulanmıştır. Gözenekleri kaplanmış olan tabanın avantajı ise adezivin mekanik kenetlenme ile bağlanma göstermesidir. Foto etched braketler kazınmış bir folyo tabanının üzerine 80 gauge mesh katmanlayarak çift mekanik tutma özelliğini kullanmaktadır. Foto etched olarak kazınmış cepler, daha fazla mekanik kilit için braket yüzey alanını artırmaktadır. Mikro etched tabanlı braketler mesh tabanlı braketlere eşdeğer bir bağlanma kuvveti oluşturmaktadır (120). Foil mesh braket tabanı bonding işlemi esnasında bonding ajanının ve polimerizasyon ışığının penetrasyonu için daha fazla yüzey alanına sahiptir (120, 123).

Piyasada farklı tipte braket tabanlarına sahip çok sayıda metal braket bulunmaktadır. Bu metal braketler iki temel grupta sınıflandırılabilirler.

Lehimli Tabana Sahip Braketler: Bu grupta metal tabanlar braket gövdelerine lehimlenmektedir:

- Delikli taban
- Foil mesh taban
- Foto etched taban bu grupta yer almaktadır.

Entegre Tabana Sahip Braketler: Taban ve braketin geri kalan kısımları tek bir dökümden oluşmaktadır. Dört tip taban yapısı bu grupta yer almaktadır. Bunlar:

- Retansiyon oluklu taban
- Mesh taban
- Waffle taban
- Lazer yapılı tabanlardır (124).

Mesh olmayan tabanlar ise mikro-lok taban, mikro etched taban, dyna lock integral taban ve lazer yapılı tabandır (120).

Lazer yapılı braketler tabana mesh örgü ağ ile değil, tek parçalı bir lazer yapısı ile tutunmaktadır. Bu lazer yapısı her bir braket için ideal bir bağ oluşturan mikro ve makro tutulum ile dişe bağlanmaktadır. Lazer tabanlı braketlerin tabanında taban yüzeyi üzerinde taranan bir lazer ışını ile gerçekleştirilen birçok delik şekilli oyuk bulunmaktadır. Bu tasarım retansiyona izin vermektedir. Diğer braket tabanları kumlanmış, foto etched ve gözenekli metal tozu ile sinterlenmiş olabilmektedir (124).

Braket tabanına çeşitli modifikasyonlar uygulanarak da braket taban tutuculuğu artırılabilir. Bu modifikasyonlar:

- Etching
- Silanlama
- Yüzey aktivasyonu
- Etching ve silanlamanın birlikte kullanılması
- Etching ve yüzey aktivasyonun birlikte kullanılmasıdır (125).

Smith ve Reynolds (126) braket tabanının mekanik kilitlemesinin ve mikroskobik özelliklerinin bonding ajanı sayesinde değişebileceğini bildirmişlerdir. Braket tabanında mekanik tutunmanın olabilmesi için; delikler, mesh tel, küçük küresel foto etched undercutlar, undercut kanallar ve sinterlenmiş metal parçacıklar kullanılmaktadır (121).

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılacak dişler, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki ortodontik tedavisinde diş çekimi planlanan hastalardan toplanmıştır. Çalışmamıza, Malatya Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 02.04.2019 tarihli, 2019/7-22 karar sayılı etik kurul onayı alınarak başlanmıştır (Ek. 1. Etik Kurul Onayı).

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Dişler

Çalışmamızda her grupta 17 adet olmak üzere toplam 102 adet premolar diş kullanılmıştır. Dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Ortodontik amaçla çekilen dişler olmalı
- Dişler çürük, dolgu veya restorasyon içermemeli
- Dişlerde renklenmeler olmamalı
- Minede kırık ve çatlak olmamalı
- Dişlere beyazlatma işlemi yapılmış olmamalı
- Dişlerin bukkal yüzeyinde malformasyon ve demineralizasyon alanı bulunmamalıdır.

3.2. Dişlerin Hazırlanması

Dişlerin üzerindeki organik kalıntılar, kan gibi eklentiler çekimden sonra uzaklaştırılmış ve dişler yıkanmıştır. Dişler, hava su spreyi ile kurutulduktan sonra dehidratasyonu önlemek amacı ile içerisinde distile su bulunan cam kavanozlarda oda sıcaklığında ve karanlık ortamda saklanmışlardır.

Çalışmamızda 102 adet premolar diş kullanılmıştır. Testten önce dişler distile sudan çıkarılmıştır. Dişler, braketlerin yapıştırılacağı mine yüzeyinde hiçbir artık kalmaması için lastik frez kullanılarak temizlenmiştir. Florürsüz pomza ve su karışımı ile 10 saniye boyunca temizlenmiş ve sonra su ile yıkanmıştır (Şekil 3.1).



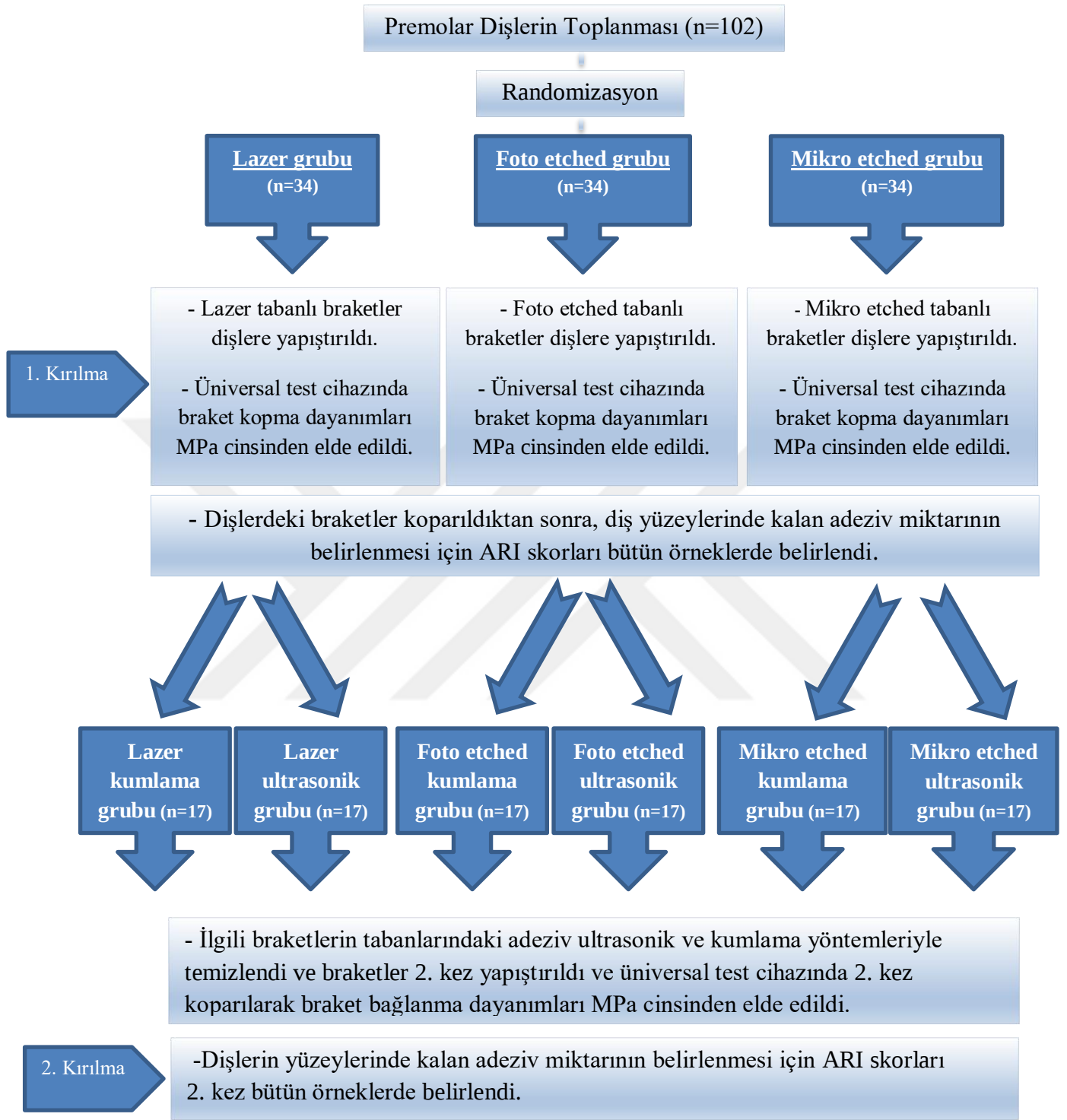
Şekil 3. 1. Çalışmamızda kullanılan dişler

3.3. Çalışma Grupları ve Planı

Örneklem sayısını belirlemek için yapılan güç analizinde, her grubun bağlanma dayanımının %80 güç ve %95 güven aralığında olması ve farklı taban tasarımlarına sahip metal braketlerin ortalama bağlanma dayanımlarındaki azalmanın 3.5 N olabilmesi için her gruptan en az 17 adet örneğin alınması gerektiği hesaplanmıştır. Toplamda 102 adet örnek oluşturulmuştur. Örnekler, yapıştırılacak braketlerin taban tasarımları açısından ilk önce 34 örnek olacak şekilde randomize olarak 3 ana gruba ayrılmıştır. Debonding işleminden sonra kumlama ve ultrasonik yöntemlerinin uygulandığı 2 alt gruba ayrılarak her grupta 17 örnek olacak şekilde toplam 6 grup oluşturulmuştur. Çalışma grupları ve planı Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'te gösterilmiştir.

GRUPLAR	BRAKET TABAN YAPISI	TEMİZLEME YÖNTEMİ
1.GRUP	LAZER	KUMLAMA
2.GRUP	LAZER	ULTRASONİK
3.GRUP	FOTO ETCHED	KUMLAMA
4.GRUP	FOTO ETCHED	ULTRASONİK
5.GRUP	MİKRO ETCHED	KUMLAMA
6.GRUP	MİKRO ETCHED	ULTRASONİK

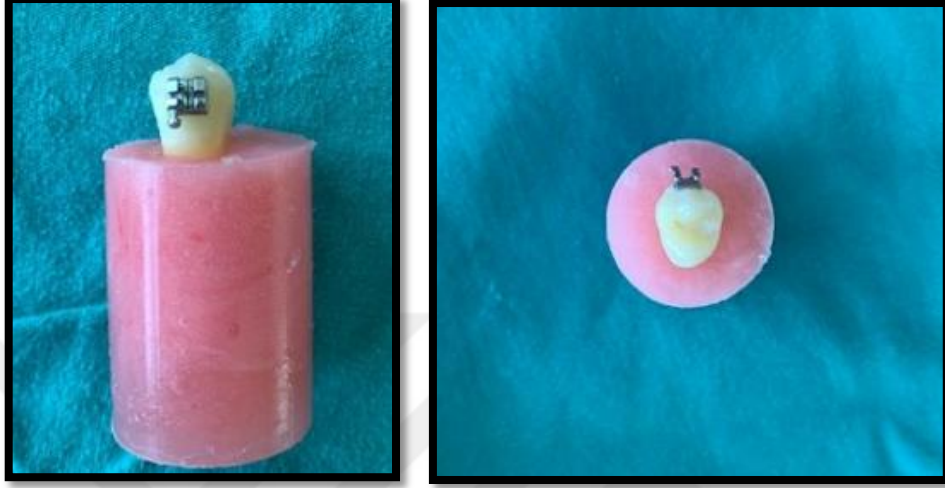
Şekil 3. 2. Çalışma grupları



Şekil 3. 3. Çalışma planı

3.4. Akrilik Blokların Hazırlanması

Çalışmamızda dişler akrilik kalıp içerisine gömülerek belirli bir pozisyonda tutulmuş ve çalışma kolaylığı sağlanmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3. 4. Akrilik örneklerin karşıdan ve üstten görünümü

Dişlerin akrilik blok içerisine gömülmesi üniversal test cihazına uyumunu artırmakta ve manipülasyonu kolaylaştırmaktadır. Örneklerin büyüklüklerinin benzer olabilmesi için uygun bir plastik kalıp kullanılmıştır. Kendi kendine kimyasal olarak sertleşen akrilik rezin plastik kalıplara doldurularak dişler mine sement birleşimine kadar akriliğe gömülmüştür. Dişler uzun eksenleri horizontal düzleme dik olacak şekilde kalıba yerleştirilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3. 5. Tüm akrilik örneklerin birlikte görünümü

3.5. Çalışmamızda Kullanılan Braketler

Çalışmamızda 3 farklı taban yapısına sahip braket kullanılmıştır. Bunlar:

- Dentaaurum firmasının “Equilibrium® 2 Bracket” MBT reçeteli 0.022x0.028 inç oluk genişliğine sahip, lazer taban yapısına sahip paslanmaz çelik premolar diş braketleri (Equilibrium 2, Dentaaurum, Ispringen, Almanya)
- American Orthodontics firmasının “Mini® Master Bracket” MBT reçeteli 0.022x0.028 inç oluk genişliğine sahip, foto etched taban yapısına sahip paslanmaz çelik premolar diş braketleri (Mini Master® Series, American Orthodontics, Sheboygan, ABD)
- Unitek firmasının “Unitek™ Miniature Twin Metal Bracket” MBT reçeteli 0.022x0.028 inç oluk genişliğine sahip, micro etched taban yapısına sahip paslanmaz çelik premolar diş braketleridir (Miniature Twin Series, 3M Unitek, Monrovia, ABD) (Şekil 3.6).



Şekil 3. 6. Çalışmamızda kullanılan braketler

(A) Dentaaurum Equilibrium® 2 braket

(B) American Orthodontics Mini Master® Series braket

(C) 3M Unitek™ Miniature Twin Series braket

3.6. Minenin Pürüzlendirilmesi

Minenin pürüzlendirilmesi için %37’lik fosforik asit içeren Transbond XT aşındırma jel sistemi (3M Unitek, Monrovia, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Çalışmamızda kullanılan %37'lik fosforik asit

Pomzalanıp yıkanmış dişler kurutulduktan sonra bukkal yüzeyleri %37'lik Transbond XT aşındırma jel sistemi ile 30 saniye boyunca pürüzlendirilmiş, hava su spreyi yardımıyla 15 saniye yıkanmış daha sonra mine yüzeyi tebeşirimsi görünüm kazanana kadar yağsız hava ile 15 saniye kurutulmuştur (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Minenin asit ile pürüzlendirilmesi

3.7. Braketlerin Yapıştırılması

Çalışmamızda, Transbond XT Primer (3M Unitek, Monrovia, ABD) ve Transbond XT kompozit (3M Unitek, Monrovia, ABD) braketlerin yapıştırılmasında kullanılmıştır (Şekil 3.9) (Şekil 3.10).



Şekil 3. 9. Transbond XT primer



Şekil 3. 10. Transbond XT kompozit rezin

Asitle pürüzlendirilmiş yüzeylere Transbond XT primer uygulandıktan sonra hava spreyi ile hafifçe yayılması sağlanmıştır. Sonrasında 20 saniye ışık ile polimerize edilmiştir. Standardizasyonun sağlanması için braketler aynı kişi tarafından yerleştirilmiştir. Yapıştırıcı olarak Transbond XT kompozit ağız spatülü ile braketin tabanına yerleştirilmiştir. Braket, dişe hafif basınç ile yerleştirildikten sonra taşan kompozit artıkları ince bir sond yardımı ile braketin kenarlarından temizlenmiştir (Şekil 3.11) (Şekil 3.12).



Şekil 3. 11. Braket yapıştırmak için kullanılan malzemeler



Şekil 3. 12. Taşan kompozit artıklarının braketin etrafından temizlenmesi

Çalışmamızdaki adeziv materyallerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için Light Emitting Diode (LED) ışık cihazı (Elipar™ S10 3M ESPE, MN, ABD) kullanılmıştır. Bu ışık cihazı 430-480 nm dalga boyu aralığında ve pilinin doluluk seviyesinden bağımsız olarak 1200 mW/cm² yoğunluğunda mavi ışık vermektedir. Işık ileticisinin çapı 10 mm'dir (Şekil 3.13).



Şekil 3. 13. LED ışık cihazı

Dişlere uygun konumda yerleştirilen braketler 430-480 nm dalga boyunda mavi ışık veren LED ışık cihazı ile dişin mezial, distal, oklüzal ve gingivalinden beşer saniye olmak üzere toplam 20 saniye ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3. 14. Işık ile polimerizasyonun yapılması

3.8. Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Test, İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan universal test cihazı (MTS, Criterion-C42.503 model, MTS Sistem Şirketi, Eden Prairie, ABD) ile gerçekleştirilmiştir. Bu cihazın dik yönde istenen hızda hareket edebilen bir üst parçası ve sabit bir alt parçası vardır. Böylece alt parçaya sabitlenmiş örnekler üst parça ile çekme veya basma testleri uygulanabilmektedir. Uygulanan testlerin sonuçları üst parçada bulunan bir sensör ile ölçülmekte ve cihazın kendisine bağlı bilgisayara aktararak kaydedilmektedir.

Örneklerimiz, universal test cihazına sabitlenmiştir. Test cihazında ve örneklerimizin pozisyonunda daha fazla uyumlama yapabilmek ve bıçağın kesici ucunun braket birleşim yerine adaptasyonunu sağlayabilmek amacı ile akrilik blokların kenarları trimlenmiştir. Böylelikle sagittal yönde hareket kısıtlamamız kalmamıştır ve akrilik bloklar uygun konuma alınmıştır (Şekil 3.15) (Şekil 3.16).



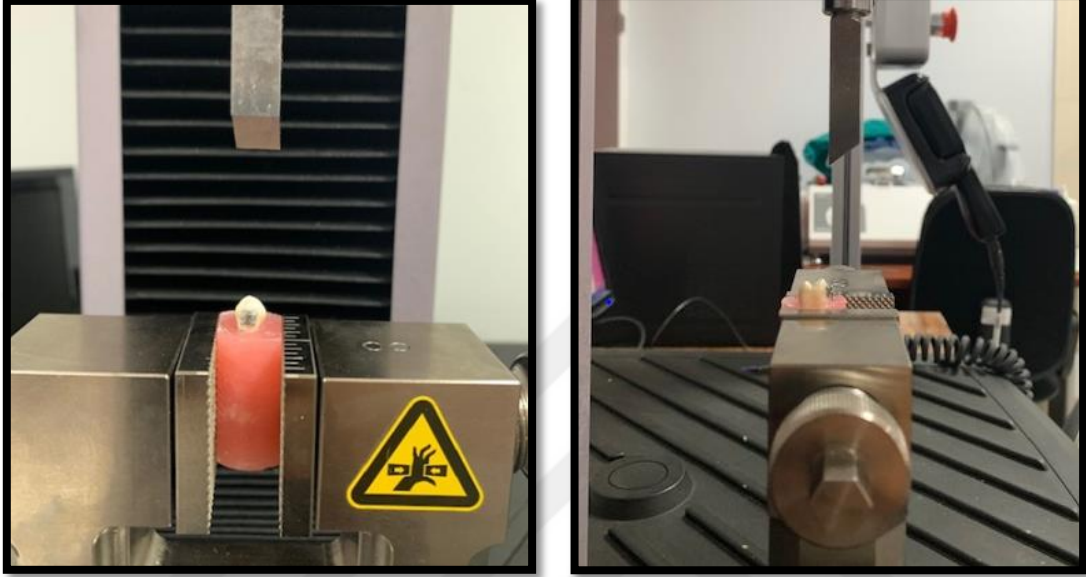
Şekil 3. 15. Üniversal test cihazı



Şekil 3. 16. Trimlenmiş ve test cihazında kullanılacak tüm örneklerimiz

Basma kuvvetini uygulayacak bıçak, İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde örnekler için uygun şekilde üretilmiştir. Bıçak, test makinesinin hareketli üst parçasına monte edilip bıçağın ön kenarı braket ve dişin birleşim bölgesini hedef alacak şekilde konumlandırılmıştır. Bıçağın ön kenarı, örneklerin herhangi bir bölümüyle temas etmeyecek şekilde dikkatlice yerleştirilmiştir. Bu cihazın test materyali yerleştirilen bölümü birbirine paralel iki parçadan

oluşmaktadır. Bu iki parça sıkıştırma tarzında hareket ettirilmektedir. Cihazdaki sağ ve sol parça kullanılarak örnekler sıkıştırılıp sabitlenmiştir. Örnekler sabit tutularak bıçağın bağlı olduğu üst parça, dikey yönde 1 mm/dk hızla inecek şekilde ayarlanmıştır ve braketlerin dişe bağlanmasında başarısızlığa neden olan maksimum kuvvet kaydedilmiştir. Testler her gruptaki 17 örnek için tekrarlanmıştır (Şekil 3.17).



Şekil 3. 17. Cihaza yerleştirilen trimlenmiş örneklerin görünümü

Bağlanma dayanımı testi malzemelerin mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Bu test ile bir malzemenin statik ve yavaş uygulanan bir yüke karşı dayanımı ölçülmektedir. Uygun bir örnek test cihazına yerleştirilerek kuvvet uygulanmaktadır. Malzemedeki dayanım miktarı ve uygulanan kuvvet MPa ve Newton (N) olarak ölçülmekte ve bu değerler kullanılarak stres–gerilim eğrisi elde edilmektedir.

Çalışmamızda N cinsinden elde edilen değerler braket taban alanlarına bölünerek ve $Mpa=N/mm^2$ denklemi kullanılarak MPa’ya çevrilmiştir (Şekil 3.18).

ÜRÜN MARKA ADI	REF	DİŞ NUMARASI	BONDİNG ALANI (mm ²)
Dentaurum Equilibrium 2, - 7°T.	722-342-14	14	12.95 mm ²
3M Unitek Miniature Twin	020-707	14	8.64 mm ²
American Orthodontics Mini Master Series	390-0114B	14	10.27 mm ²

Şekil 3. 18. Braketlerin taban alanları

3.9. Adeziv Artık İndeks Skorlaması

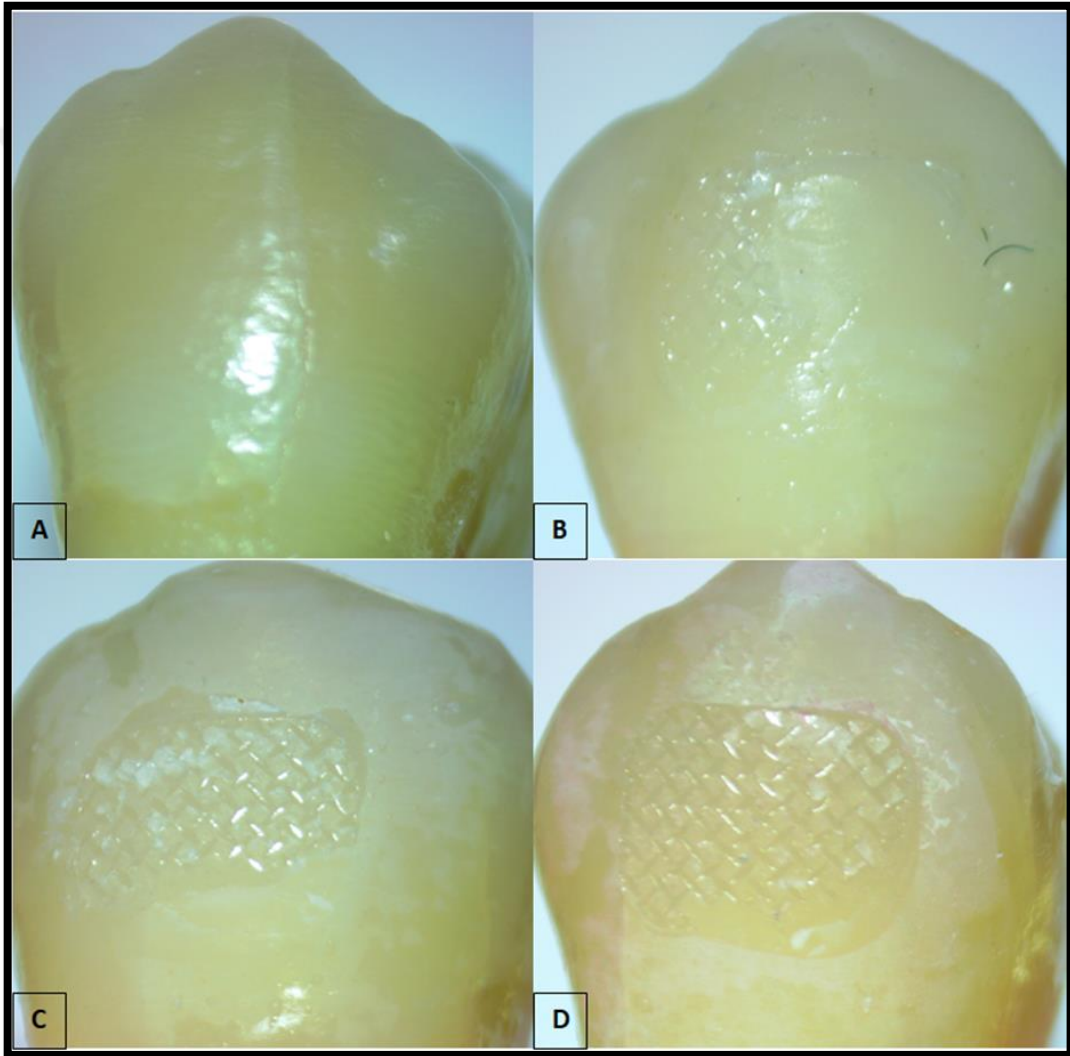
Braketler, dişlerden ayrıldıktan sonra kırılmanın nerede meydana geldiğini değerlendirebilmek için İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anadilim Dalı'nda bulunan stereo mikroskop (Euromex Dz 1100 Stereo Microscope, Arnhem, Hollanda) kullanılmıştır. Örnekler 10X büyütme altında incelenmiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3. 19. Stereo mikroskop

Kırılmanın meydana geldiği bölgeler tespit edilip Artun ve Bergland (127) tarafından tanımlanan ARI İndeksi ile örnekler değerlendirilmiştir. ARI skorları 0, 1, 2, 3 olan dişlerin stereo mikroskop görüntüleri sırasıyla Şekil 3.20’de gösterilmektedir.

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını
- 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığının %50’den az olduğunu
- 2: Diş üzerinde kalan adeziv artığının %50’den fazla olduğunu
- 3: Tüm adezivin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir.



Şekil 3. 20. ARI skorlarının stereo mikroskop görüntüsü

(A) ARI 0 (B) ARI 1 (C) ARI 2 (D) ARI 3

3.10. Braketlerin Tekrar Kullanımı Öncesinde Uygulanan Ultrasonik ve Kumlama Yöntemleri

Brakelerin taban temizleme işlemi ultrasonik cihaz ile (Guilin Woodpecker, Hw-3h, Medical Instrument Co, Foshan, Çin) gerçekleştirilmiştir. Ultrasonik cihaz su soğutması altında kullanılmıştır. Braketlerin tabanında kalan adezivlerin uzaklaştırılabilmesi için ultrasonik cihaz her brakete 90 saniye boyunca 25-32 kHz hızla uygulanmıştır. Braket tabanı ve adeziv arasındaki bağlantı kırılacak şekilde kompozit artıkları temizlenmiştir (Şekil 3.21).



Şekil 3. 21. Çalışmamızda kullanılan ultrasonik cihaz

Kumlama işlemi için 50 µm Al_2O_3 partikülleri (DynaFlex, 50 µm 10403 MO, ABD) kullanılmıştır. Kumlama işlemi, kumlama cihazı (Rotaksdent Kumlama Cihazı, M05-KK2, Rotaks-Dent İstanbul, Türkiye) kullanılarak Al_2O_3 partiküllerinin braket tabanına 58 psi basınçla, 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca ve dik açıyla püskürtülmesi ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.22).



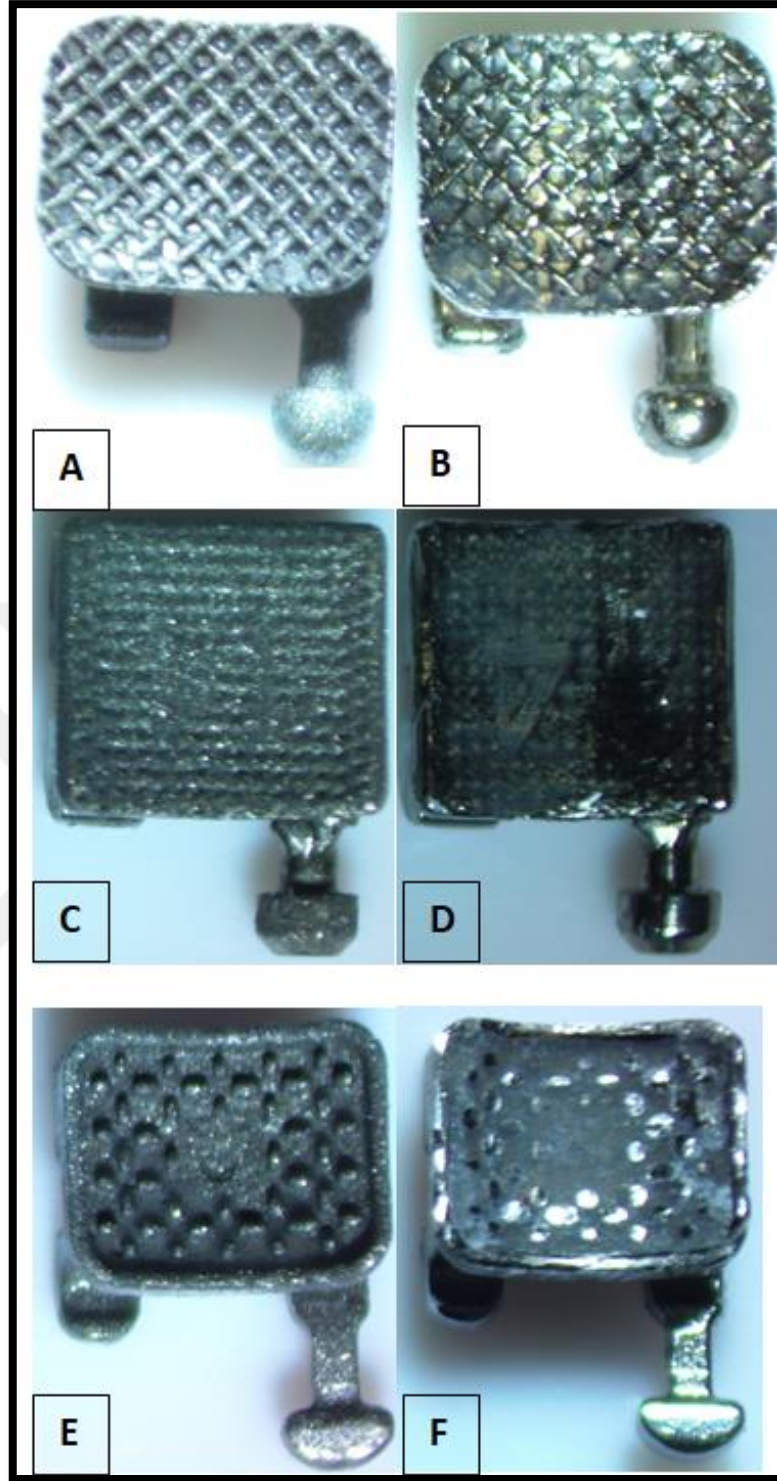
Şekil 3. 22. Çalışmamızda kullanılan kumlama cihazı ve kumlama tozu

Braketlerin tabanında kalan adezivler kumlama ve ultrasonik yöntemleri ile temizlenmiştir. Kumlama ve ultrasonik yöntem ile temizleme işleminden sonra braketler distile su içerisinde bekletilmiştir.

Temizlenen 102 adet örnek koparıldığı dişlere tekrar yapıştırılmış ve yukarıda anlatıldığı gibi bonding işlemleri tekrar gerçekleştirilmiştir. Bıçağın bağlı olduğu üst parça 1 mm/dk hızla inecek şekilde tekrar ayarlanmıştır ve braketlerin diş bağlanmasında başarısızlığa neden olan maksimum kuvvet tekrar kaydedilmiştir.

Tüm örnekler testlerin tamamlanmasından sonra 2. kırılmanın nerede meydana geldiğini değerlendirebilmek için İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan stereo mikroskop kullanılarak 10X büyütme altında tekrar incelenmiştir (Şekil 3.23).





Şekil 3. 23. Ultrasonik ve kumlama işlemleri sonrası tüm braket tabanlarının stereo mikroskop görüntüsü

- | | |
|--------------------------|-----------------------------|
| (A) Foto Etched Kumlama | (B) Foto Etched Ultrasonik |
| (C) Lazer Kumlama | (D) Lazer Ultrasonik |
| (E) Mikro Etched Kumlama | (F) Mikro Etched Ultrasonik |

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, ABD) programı kullanılmıştır.

Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) yanı sıra verilerin dağılımı Shapiro-Wilks Testi ile değerlendirilmiştir. Niceliksel verilerin normal dağılım göstermeyen üç grubun karşılaştırmasında Kruskal-Wallis Testi, normal dağılım göstermeyen verilerin ilişkisinde Spearman's Sıra Korelasyonu kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.01$ ve $p < 0.05$ düzeylerinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Bağlanma Dayanımı Testi ile İlgili Bulgular

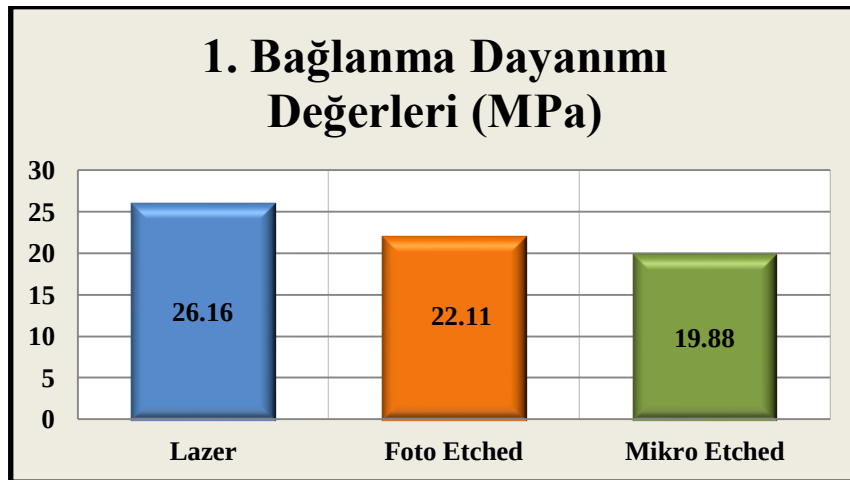
1. Bağlanma Dayanımı

Gruplar arasında 1. bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.005$; $p<0.01$). Lazer grubunun 1. bağlanma dayanımı değerinin foto etched ($p=0.041$) ve mikro etched ($p=0.001$) gruplarından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Foto etched ve mikro etched grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) ($p=0.202$) (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

Tablo 4. 1. Grupların 1. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.

1. Bağlanma Dayanımı	Lazer (n=34)	Foto etched (n=34)	Mikro etched (n=34)	^a p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
	Min-Max	Min-Max	Min-Max	
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
	26.16±7.9	22.11±7.66	19.88±7.78	
	13.34-37.8	10.05-36.08	10.16-35.57	0.005**
	(26.61)	(22.77)	(17.4)	
Lazer- Foto Etched				0.041**
Lazer - Mikro Etched				0.001**
Foto Etched- Mikro Etched				0,202

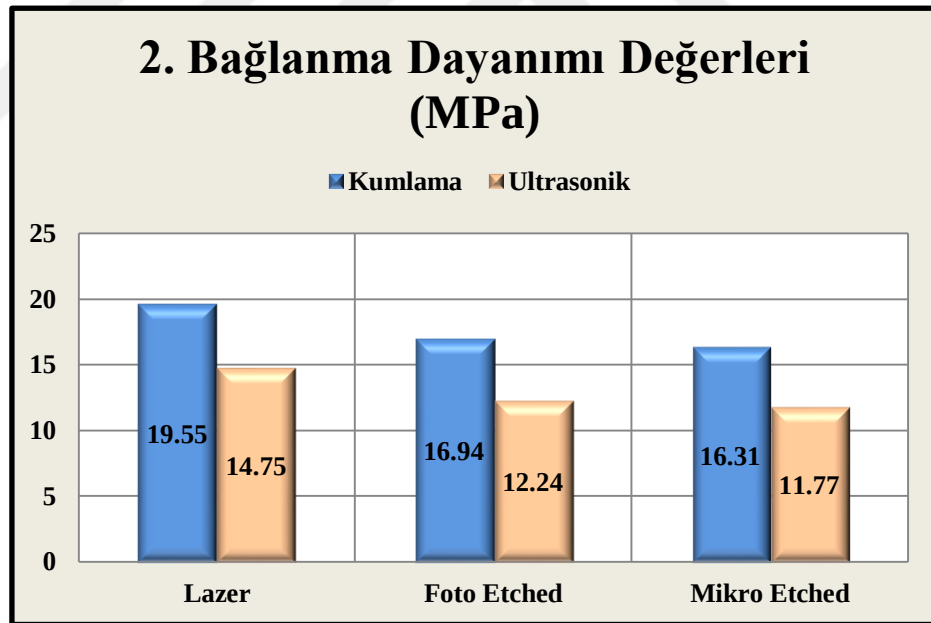
^aKruskall-Wallis * $p<0.05$ ** $p<0.01$



Şekil 4. 1. Grupların 1. bağlanma dayanımı değerleri

2. Bağlanma Dayanımı

Gruplar arasında 2. bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$; $p<0.01$). Lazer kumlama grubunun 2. bağlanma dayanımı değerinin, lazer ultrasonik ($p=0.015$), foto etched ultrasonik ($p=0.001$) ve mikro etched ultrasonik ($p=0.001$) gruplarından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Foto etched kumlama grubunun 2. bağlanma dayanımı değerinin, foto etched ultrasonik ($p=0.013$) ve mikro etched ultrasonik ($p=0.014$) gruplarından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Foto etched ultrasonik değerinin mikro etched kumlama grubundan yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.022$; $p<0.05$). Mikro etched kumlama değerinin mikro etched ultrasonik grubundan yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.012$; $p<0.05$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4.2) (Tablo 4.2).



Şekil 4. 2. Grupların 2. bağlanma dayanımı değerleri

Tablo 4. 2. Grupların 2. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.

	Lazer		Foto Etched		Foto Etched		Mikro Etched		Mikro Etched	
	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik
2. Bağlanma Dayanımı	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)
	19.55±5.38	14.75±5.04	16.94±6.31	12.24±3.83	16.31±5.41	11.77±3.09				
	9.02-29.38	8.1-24.91	8.99-27.74	7.14-20.44	9.84-25.15	8-18.59				
	(21.27)	(13.95)	(14.7)	(11.49)	(14.76)	(11.43)				
Lazer Kumlama – Lazer Ultrasonik										0.015*
Lazer Kumlama - Foto Etched Ultrasonik										0.001*
Lazer Kumlama – Mikro Etched Ultrasonik										0.001*
Foto Etched Kumlama - Foto Etched Ultrasonik										0.013*
Foto Etched Kumlama - Mikro Etched Ultrasonik										0.014*
Foto Etched Ultrasonik - Mikro Etched Kumlama										0.022*
Mikro Etched Kumlama - Mikro Etched Ultrasonik										0.012*

^aKruskall-Wallis *p<0.05 **p<0.01

4.2. Adeziv Artık İndeksi Skorlaması ile İlgili Bulgular

1. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorları

Tüm gruplardaki 1. bağlanma dayanımı sonrasındaki ARI skorları incelendiğinde, lazer kumlama değerinin %17.6'sı (n=3) 0 iken, %76.5'i (n=13) 1, %5.9'u (n=1) 2'dir. Lazer ultrasonik değerinin %23.5'i (n=4) 0 iken, %58.8'i (n=10) 1, %17.6'sı (n=3) 2'dir. Foto etched kumlama değerinin %5.9'u (n=1) 0 iken, %70.6'sı (n=12) 1, %23.5'i (n=4) 2'dir. Foto etched ultrasonik değerinin %11.8'i (n=2) 0 iken, %52.9'u (n=9) 1, %35.5'ü (n=6) 2'dir. Mikro etched kumlama değerinin %11.8'i (n=2) 0 iken, %64.7'si (n=11) 1, %23.5'i (n=4) 2'dir. Mikro etched ultrasonik değerinin %5.9'u (n=1) 0 iken, %35.5'i (n=6) 1, %58.8'i (n=10) 2'dir (Tablo 4.3).

Tablo 4. 3. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının dağılımı.

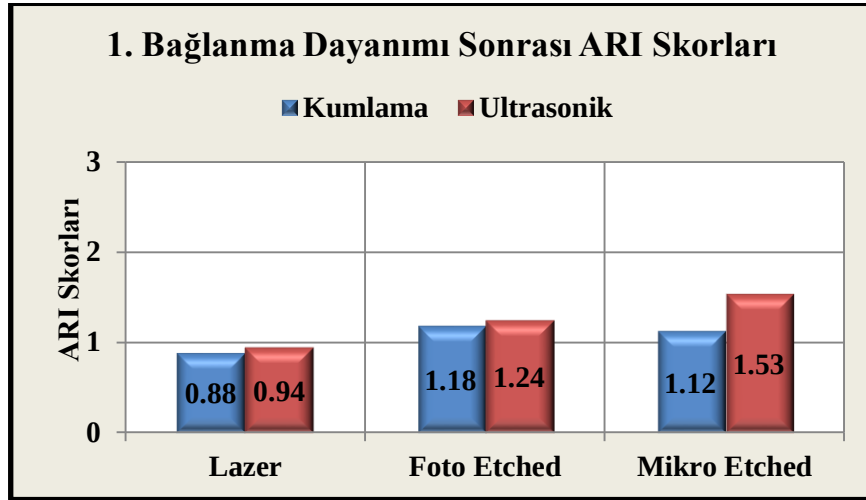
GRUPLAR	1. BAĞLANMA DAYANIMI SONRASI			
	ARI SKORLARI			
	0	1	2	3
Lazer Kumlama	3 (%17.6)	13 (%76.5)	1 (%5.9)	-
Lazer Ultrasonik	4 (%23.5)	10 (%58.8)	3 (%17.6)	-
Foto Etched Kumlama	1 (%5.9)	12 (%70.6)	4 (%23.5)	-
Foto Etched Ultrasonik	2 (%11.8)	9 (%52.9)	6 (%35.3)	-
Mikro Etched Kumlama	2 (%11.8)	11 (%64.7)	4 (%23.5)	-
Mikro Etched Ultrasonik	1 (%5.9)	6 (%35.5)	10 (%58.8)	-

Gruplar arasında 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.029$; $p<0.05$). Mikro etched ultrasonik grubunun ARI skoru değerinin, lazer kumlama ($p=0.002$), lazer ultrasonik ($p=0.012$) ve mikro etched kumlama ($p=0.048$) gruplarından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.4) (Şekil 4.3).

Tablo 4. 4. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.

	Lazer		Lazer		Foto Etched		Foto Etched		Mikro Etched	
	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik
1. Bağlanma Dayanımı Sonrası	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)
ARI Skorları	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)
	0.88±0.49	0.94±0.66	1.18±0.53	1.24±0.66	1.12±0.6	1.53±0.62				
	0-2	0-2	0-2	0-2	0-2	0-2	0-2	0-2	0-2	0.029*
	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	(2)				
Mikro Etched Ultrasonik – Lazer Kumlama										0.002**
Mikro Etched Ultrasonik – Lazer Ultrasonik										0.012*
Mikro Etched Ultrasonik – Mikro Etched Kumlama										0.048*

^aKruskall-Wallis *p<0.05 **p<0.01



Şekil 4. 3. Grupların 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları

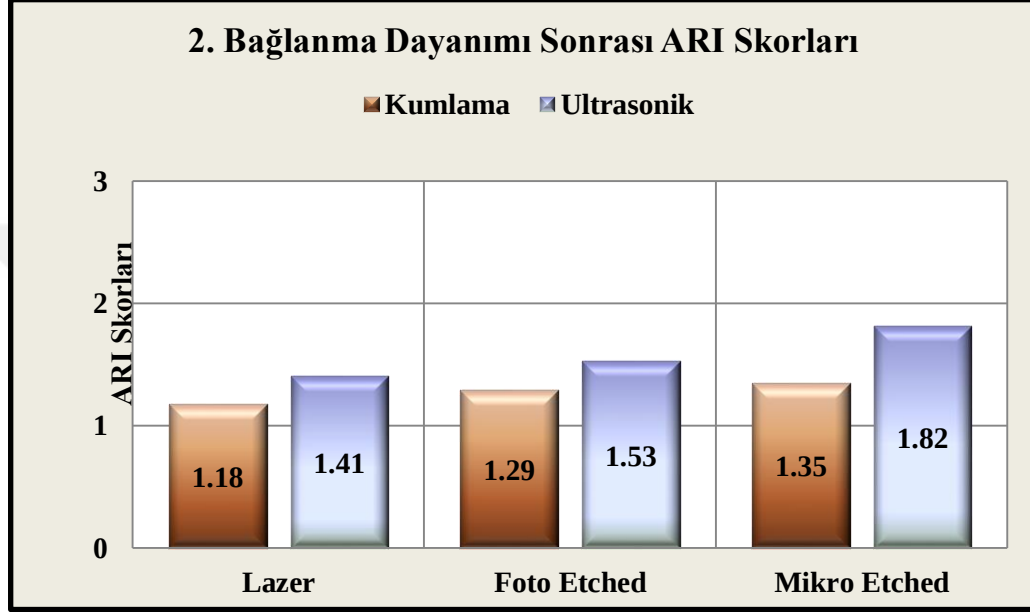
2. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorları

Tüm gruplardaki 2. bağlanma dayanımı sonrasındaki ARI skorları incelendiğinde, lazer kumlama değerinin %5.9'u (n=1) 0 iken, %70.6'sı (n=12) 1, %23.5'i (n=4) 2'dir. Lazer ultrasonik değerinin, %58.8'i (n=10) 1 iken, %41.2'si (n=7) 2'dir. Foto etched kumlama değerinin %76.5'i (n=13) 1 iken, %17.6'sı (n=3) 2, %5.9'u (n=1) 3'tür. Foto etched ultrasonik değerinin %47.1'i (n=8) 1, %52.9'u (n=9) 2'dir. Mikro etched kumlama değerinin %5.9'u (n=1) 0 iken, %58.8'i (n=10) 1, %29.4'ü (n=5) 2, %5.9'u (n=1) 3'tür. Mikro etched ultrasonik değerinin %29.4'ü (n=5) 1 iken, %58.8'i (n=10) 2, %11.8'i (n=2) 3'tür (Tablo 4.5).

Tablo 4. 5. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının dağılımı.

GRUPLAR	2. BAĞLANMA DAYANIMI SONRASI			
	ARI SKORLARI			
	0	1	2	3
Lazer Kumlama	1 (%5.9)	12 (%70.6)	4 (%23.5)	-
Lazer Ultrasonik	-	10 (%58.8)	7 (%41.2)	-
Foto Etched Kumlama	-	13 (%76.5)	3 (%17.6)	1 (%5.9)
Foto Etched Ultrasonik	-	8 (%47.1)	9 (%52.9)	-
Mikro Etched Kumlama	1 (%5.9)	10 (%58.8)	5 (%29.4)	1 (%5.9)
Mikro Etched Ultrasonik	-	5 (%29.4)	10 (%58.8)	2 (%11.8)

Gruplar arasında 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.034$; $p<0.05$). Mikro etched ultrasonik grubunun ARI skoru değerinin, lazer kumlama ($p=0.004$), foto etched kumlama ($p=0.011$) ve mikro etched kumlama ($p=0.043$) gruplarından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Şekil 4.4) (Tablo 4.6).



Şekil 4. 4. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları

Tablo 4. 6. Grupların 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.

	Lazer		Foto Etched		Foto Etched		Mikro Etched	
	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik	Kumlama	Ultrasonik
2. Bağlanma Dayanımı Sonrası	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)	(n=17)
ARI Skorları	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max	Min-Max
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)
	1.18±0.53	1.41±0.51	1.29±0.59	1.53±0.51	1.35±0.7	1.82±0.64		
	0-2	1-2	1-3	1-2	0-3	1-3		
	(1)	(1)	(1)	(2)	(1)	(2)		
Mikro Etched Ultrasonik – Lazer Kumlama								0.004**
Mikro Etched Ultrasonik – Foto Etched Kumlama								0.011 *
Mikro Etched Ultrasonik – Mikro Etched Kumlama								0.043*

^aKruskal-Wallis *p<0.05 **p<0.01

4.3. 1. Bağlanma Dayanımı ve 2. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

1. bağlanma dayanımı testinde bulunan lazer kumlama değerinin 2. bağlanma dayanımı değerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.025;p<0.05$). 1. bağlanma dayanımı testinde bulunan lazer ultrasonik değerinin 2. bağlanma dayanımı değerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.002;p<0.01$). 1. bağlanma dayanımı testinde bulunan foto etched ultrasonik değerinin 2. bağlanma dayanımı değerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.003;p<0.01$). 1. bağlanma dayanımı testinde bulunan mikro etched kumlama değerinin 2. bağlanma dayanımı değerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.039;p<0.05$). 1. bağlanma dayanımı testinde bulunan mikro etched ultrasonik değerinin 2. bağlanma dayanımı değerine göre yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.002;p<0.01$) (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7. Gruplar arası 1. ve 2. bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.

		1. Bağlanma Dayanımı Değerleri (n=17)	2. Bağlanma Dayanımı Değerleri (n=17)	Fark	^b p
Lazer	Ort±Ss	25.12±8.04	19.55±5.38		
Kumlama	Min-Max (medyan)	13.34-37.43 (23.93)	9.02-29.38 (21.27)	-5.57±2.66	0.025*
Lazer	Ort±Ss	27.2±7.87	14.75±5.04		
Ultrasonik	Min-Max (medyan)	15.01-37.8 (28.66)	8.1-24.91 (13.95)	-12.45±2.83	0.002**
Foto	Ort±Ss	22.96±7.72	16.94±6.31		
Etched	Min-Max	10.27-36.08	8.99-27.74	-6.02±1.41	0.062
Kumlama	(medyan)	(23.09)	(14.7)		
Foto	Ort±Ss	21.25±7.75	12.24±3.83		
Etched	Min-Max	10.05-34.48	7.14-20.44	-9.01±3.92	0.003**
Ultrasonik	(medyan)	(22.58)	(11.49)		
Mikro	Ort±Ss	20.53±7.04	16.31±5.41		
Etched	Min-Max	11.94-32.32	9.84-25.15	-4.22±1.63	0.039*
Kumlama	(medyan)	(17.66)	(14.76)		
Mikro	Ort±Ss	19.24±8.62	11.77±3.09		
Etched	Min-Max	10.16-35.57	8-18.59	-7.47±5.53	0.002**
Ultrasonik	(medyan)	(17.14)	(11.43)		

^bWilcoxon Signed Rank Testi

**p<0.01

4.4. 1. Bağlanma Dayanımı Sonrası ve 2. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorlarının Değerlendirilmesi

1. bağlanma dayanımı sonrası lazer ultrasonik grubunda bulunan ARI skorlarının 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skoruna göre düşük olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.033$; $p<0.05$). 1. bağlanma dayanımı sonrası mikro etched ultrasonik grubunda bulunan ARI skorlarının 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skoruna göre düşük olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.025$; $p<0.05$) (Tablo 4.8).

Tablo 4. 8. Gruplar arası 1. ve 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorlarının değerlendirilmesi.

		1. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorları (n=17)	2. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorları (n=17)	Fark	^b p
Lazer Kumlama	Ort±Ss	0.88±0.49	1.18±0.53		
	Min-Max	0-2	0-2	0.3±0.04	0.059
	(medyan)	(1)	(1)		
Lazer Ultrasonik	Ort±Ss	0.94±0.66	1.41±0.51		
	Min-Max	0-2	1-2	0.47±0.15	0.033*
	(medyan)	(1)	(1)		
Foto Etched Kumlama	Ort±Ss	1.18±0.53	1.29±0.59		
	Min-Max	0-2	1-3	0.11±0.06	0.480
	(medyan)	(1)	(1)		
Foto Etched Ultrasonik	Ort±Ss	1.24±0.66	1.53±0.51		
	Min-Max	0-2	1-2	0.29±0.15	0.096
	(medyan)	(1)	(2)		
Mikro Etched Kumlama	Ort±Ss	1.12±0.6	1.35±0.7		
	Min-Max	0-2	0-3	0.23±0.1	0.157
	(medyan)	(1)	(1)		
Mikro Etched Ultrasonik	Ort±Ss	1.53±0.62	1.82±0.64		
	Min-Max	0-2	1-3	0.29±0.02	0.025*
	(medyan)	(2)	(2)		

^bWilcoxon Signed Rank Testi

** $p<0.01$

4.5. Bağlanma Dayanımı ile ARI Skorlarının Korelasyonu

1. Bağlanma Dayanımı ile 1. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorlarının Korelasyonu

Lazer grubunda 1. bağlanma dayanımı ve ARI skoru değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde negatif yönde ilişki gözlenirken ($r=-0.421; p<0.05$), foto etched ve mikro etched grupların 1. bağlanma dayanımı değerleri ile ARI skoru değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Bu analiz sonucunda lazer grubundaki bağlanma dayanımı arttıķa ARI skorunun azaldığı yani mine üzerinde daha fazla kompozit kaldığı görülmektedir (Tablo 4.9).

Tablo 4. 9. Grupların 1. bağlanma dayanımı ve 1. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları arasındaki korelasyon.

Gruplar		Fmax (MPa)
Lazer	r	-0.421
	^bp	0.013*
Foto Etched	r	-0.252
	^bp	0.151
Mikro Etched	r	-0.172
	^bp	0.331

^bSpearman's Korelasyon * $p<0.05$

2. Bağlanma Dayanımı ile 2. Bağlanma Dayanımı Sonrası ARI Skorlarının Korelasyonu

Mikro etched kumlama grubunda 2. bağlanma dayanımı değerleri ile ARI skoru değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde negatif yönde ilişki gözlenmektedir ($r=-0.613; p<0.01$). Diğer grupların 2. bağlanma dayanımı değerleri ile ARI skoru değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Bu analiz sonucunda mikro etched kumlama grubunda bağlanma dayanımı arttıkça ARI skorunun azaldığı yani mine üzerinde daha fazla kompozit kaldığı görülmektedir (Tablo 4.10).

Tablo 4. 10. Grupların 2. bağlanma dayanımı ve 2. bağlanma dayanımı sonrası ARI skorları arasındaki korelasyon.

Gruplar		Fmax (MPa)
Lazer Kumlama	r	-0.358
	^bp	0.159
Lazer Ultrasonik	r	-0.415
	^bp	0.098
Foto Etched Kumlama	r	-0.284
	^bp	0.268
Foto Etched Ultrasonik	r	-0.192
	^bp	0.459
Mikro Etched Kumlama	r	-.613
	^bp	0.009**
Mikro Etched Ultrasonik	r	-.305
	^bp	0.233

^bSpearman's Korelasyon * $p<0.05$

5. TARTIŞMA

5.1. Amaç, Materyal ve Metodun Tartışılması

Ortodontik tedavi sırasındaki kuvvetler dişlere braketler yardımıyla aktarılmaktadır. Ortodontik tedavide kuvvet iletiminin başlayabilmesi için braketlerin dişlere yapıştırılması gerekmektedir. Günümüze kadar braketlerin dişlere yapıştırılmasında birçok gelişme kaydedilmiştir. Bunlardan en önemlileri Buonocore'un (10) mineyi fosforik asit ile pürüzlendirmesi, Bowen'in (128) Bis-GMA rezini bularak bu rezinin patentini alması ve Silverman ve ark.'nın (129) braketleri dişlere yapıştırabilmek için dişleri fosforik asit ile pürüzlendirip Bis-GMA içerikli bir rezin ile yapıştırması olarak sayılmaktadır. Metal braketlerin tabanları, estetik özelliklerinin gelişmesi amacıyla sürekli küçülmektedir. Braket taban alanlarının küçülmesine bağlı olarak mesh büyüklüğü değişmektedir ve birçok braket taban yapısı çeşidi ortaya çıkmaktadır (120).

Ortodontik tedavi esnasında braketlerin kopması tedavi süresini ve maliyetini artırmaktadır. Bu istenmeyen durumlar hastaları rahatsız etmektedir (130). Braket kopma sıklığı bazı çalışmalarda %3.5-23 arasında rapor edilmiştir (83, 130). Eliades ve Brantley (131) ise braket kopma sıklığının %6-8 arasında değiştiğini bildirmişlerdir.

Braketlerin tekrar kullanılması ve braket tabanında kalan kompozitin temizlenmesi için tungsten karbid frezler, direkt ısı, ultrasonik, kumlama ve lazer gibi yöntemler uygulanmaktadır (7, 84).

Yapılan literatür taraması sonucunda, foto etched, mikro etched ve lazer yapıları taban tasarımlarına sahip braketlerin kullanım sonrası ultrasonik ve kumlama yöntemleri ile temizlendiği ve tekrar kullanıldığı bir çalışma tespit edilememiştir. Çalışmamızda farklı taban tasarımlarına sahip braketlerin bağlanma dayanımı testine gösterdikleri direncin belirlenmesi ve bu braketlerin tekrar kullanımı öncesinde uygulanan ultrasonik cihaz ve kumlama yöntemlerinden hangisinin daha etkili olduğunun belirlenmesi amaçlanmıştır. Bağlanma dayanımı testi sonrasında artık adezivin hangi yüzeyde kalma eğiliminde olduğunun belirlenmesi de amaçlarımız arasındadır.

Literatürde braketlerin bağlanma dayanımını araştıran in vitro çalışmalarda yüzey materyali çeşitlilik göstermektedir. Yüzey materyali olarak hem hayvan dişleri

(132-139) hem de insan dişlerinin (140-144) kullanıldığı görülmektedir. Oesterle ve ark. (145) sığır dişlerinin %21-41 oranında insan dişine kıyasla daha az bağlanma dayanımı değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Keçik ve ark. (146) sığır dişlerinin mine ve dentin tabakasının insan dişine göre daha hızlı geliştiğini ve daha büyük mine kristallerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Sığır dişlerinin yapısından kaynaklanan bu farklılığın, bağlanma dayanımı sonuçlarını da etkileyebileceği düşünülmektedir. Fox ve ark. (147) ve Uysal ve ark. (148) bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalarında ortodontik amaçlı çekilen premolar dişlerin kullanılmasının tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalarda yüksek oranda premolar dişlerin tercih edilmesinin sebebi, ortodontide tedavi amaçlı çekilen dişler arasında en çok premolar dişlerin olmasından dolayı kolay elde edilmesidir (147, 149). Çalışmamızda bu nedenle ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş insan premolar dişleri kullanılmıştır.

Laboratuvar işlemleri gerçekleştirilinceye kadar dişler %0.01'lik timol (83, 149, 150), serum fizyolojik (151), distile su (6, 152), %0.5'lik kloramin (153), formaldehit (133), yapay tükürük (143) ve etil alkol (139) gibi solüsyonlarda bekletilmişlerdir. Bu konuda henüz kabul gören tek bir solüsyon ve saklama süresi bulunmamaktadır. Bütün solüsyonların ortak özelliği; mine yapısını bozmaması, bakteriyel infiltrasyon yapmaması ve bağlama dayanımı kuvvetini etkilememesidir (154). Yapılan bazı çalışmalarda diş minesinin yüksek oranda inorganik yapı içermesinden dolayı değişik saklama koşullarının braket tutuculuğunu anlamlı derecede etkilemediği bildirilmiştir (131, 154). Bu sebeple çalışmamızda dişler oda sıcaklığında içerisinde distile su bulunan cam kavanozlarda saklanmışlardır.

Çalışmamızda kullanılan dişlerin yüzeylerinde bulunan organik ve inorganik artıkların bakteri kolonizasyonunun önlenmesi için braket yapıştırma aşamasından önce temizlenmesi gerekmiştir. Çoğu araştırmacı bu amaçla pomza kullanmıştır (135, 139, 142, 155-158). Çalışmamızda, polisaj lastikleri kullanılarak mine yüzeyinde değişiklik yapmayan pomza ve su karışımı ile diş yüzeyleri temizlenmiş, ardından dişler su ile yıkanmıştır.

Braketlerin mine yüzeyine yapışabilmesi için mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Bu işlem günümüzde genellikle fosforik asit ile yapılmaktadır. Buonocore 1955 yılında yaptığı çalışmada %85'lik fosforik asit kullanmış ve bu asidi dişlere 30 saniye boyunca uygulamıştır ve fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlerin

bağlanma dayanımının daha fazla olduğunu tespit etmiştir (10). Bağlanma dayanımının artması mine yüzey alanının ve ıslanabilirliğin artmasına da neden olmaktadır. Böylece akrilik rezin ve mine arasında daha yakın temas olabilmektedir (10). Birçok çalışma incelendiğinde minenin fosforik asit ile 10, 15, 20, 30 ve 60 saniye pürüzlendirildiği ve bunun %35'lik (23, 159-167) ve %37'lik (24, 148, 155, 168-183) konsantrasyonlarda yapıldığı görülmektedir. Çalışmalar incelendiğinde %37'lik fosforik asit konsantrasyonunun 30 saniye uygulanmasının yaygın şekilde tercih edildiği ve istenilen sonucu ortaya çıkardığı görülmüştür (24, 137, 145, 148, 155, 168, 170-176, 178, 183-186). Çalışmamızda bu bilgiler doğrultusunda %37'lik fosforik asit 30 saniye boyunca uygulanmıştır.

Yapılan literatür taramasında braketleri yapıştırmak için genellikle ışıkla sertleşen kompozit rezinler (98, 150, 187), kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinler (76) ve rezinle modifiye cam iyonomer simanlar (188, 189) kullanıldığı görülmüştür. Bağlanma dayanımı açısından en yüksek değeri veren Transbond XT kompozit ve primer en fazla kullanılan yapıştırıcıdır (155, 190, 191). Transbond XT primer ve adeziv ortodonti pratiğinde standart adeziv sistemlerinden biri olarak kabul edilmektedir (192). Transbond XT kompozit rezinin klinik başarısı birçok çalışma ile kanıtlanmıştır (193-195). Çalışmamızda da kliniğimizde rutin olarak kullanılan ışıkla sertleşen Transbond XT kompozit ve primer kullanılmıştır.

Çalışmamızda kompozitlerin polimerizasyonlarının sağlanması amacı ile 430-480 nm dalga boyunda mavi ışık veren LED ışık cihazı kullanılmıştır. Silta ve ark. (196) ortodontik braketler diş yüzeyine yapıştırılırken LED ışık cihazı kullanıldığında polimerizasyonun gerçekleşmesi için en az 20 saniyelik bir uygulama yapılması gerektiğini söylemektedirler. Üşümez ve ark. (197) 10, 20 ve 40 saniyelik ışık uygulamaları ile braket yapıştırdıkları çalışmada 10 saniyelik uygulamanın sonucunda bağlanma dayanımı değerinin 20 ve 40 saniyelik uygulamalara göre anlamlı derecede düşük olduğunu, 20 ve 40 saniye boyunca uygulamanın ise bağlanma dayanımı değeri açısından anlamlı bir fark oluşturmadığını belirtmişlerdir. Yapılan çoğu çalışmada 20 saniyelik ışık uygulamasının etkili olduğu bildirilmiştir (159-161, 163, 166, 172, 173, 176, 186, 198-205). Çalışmamızda da bu nedenle 20 saniyelik uygulama tercih edilmiştir.

Braket tutuculuğunu inceleyen in vitro çalışmalarda standardizasyonun sağlanabilmesi için dişler taşıyıcı kalıplar ile üniversal test cihazına aktarılmaktadır. Birçok çalışmada kullanım kolaylığı ve kolay ulaşılabilir olması sebebi ile örneklerin standardizasyonu için soğuk akrilik rezin kullanılmıştır (133, 141, 143, 206, 207). Bunun dışında dişlerin alçı, poliestere rezin, epoksi rezin içerisine gömüldüğü çalışmalar da bulunmaktadır (185, 208-210). Çalışmamızda kolay ulaşılabilir olması sebebi ile soğuk akrilik rezin tercih edilmiştir.

Braket tutuculuğunu inceleyen testlerin uygulanmasına kadar geçen süreçte örneklerin bekletildiği koşullar oldukça önemlidir. Yapılan bazı çalışmalarda test süresine kadar geçen zamanda örneklerin farklı sürelerde, sıcaklıklarda ve solüsyonlarda bekletildiği görülmüştür. Testler yapıldıktan sonra örnekler su (211, 212), distile su (139, 141-143), suni tükürük (133) ve serum fizyolojik içerisinde bekletilmiştir. Diş minesinin yüksek oranda inorganik yapısından dolayı farklı saklama koşullarının braket tutuculuğunu anlamlı derecede etkilemediği gösterilmiştir (154). Çalışmamızda örneklerimiz çalışma sürecinde distile su içerisinde bekletilmiştir.

MacColl ve ark. (213) 1998 yılında foil-mesh taban yapısına sahip braketlerin delikli taban yapısına sahip braketlere göre fazla bağlanma dayanımı gösterdiklerini bildirmişlerdir. Üretici firmalar metal braketlerin bağlanma dayanımlarını geliştirmek için braket taban boyutunu azaltma eğilimindedirler. Bu yüzden braketlerin tabanındaki mesh boyutları sürekli azalmaktadır. Foto etched braketler kazınmış bir folyo tabanın üzerine 80 gauge mesh katmanlayarak çift mekanik tutma özelliğini kullanmaktadır. Lazer tabanlı braketler ideal bir bağ oluşturan mikro ve makro tutulum ile diş bağlanmaktadır (124). Çalışmamızda bu sebeplerden dolayı delikli ağ taban yapısındaki braketler tercih edilmemiş olup klinikte kullandığımız lazer, foto etched ve mikro etched tabanlı braketler tercih edilmiştir.

Bağlanma dayanımı testleri esnasında kuvvet braketine, üniversal test cihazında bulunan bıçak ile (133, 134, 157) ya da kuvvet braketin etrafından geçirilen bir tel yardımı ile iletilmektedir (139, 141). Bu şekilde yapılan testlerde kullanılan telin kalınlığı, adaptasyonu ve sürtünme kuvveti gibi etkenler sonuçları etkilemektedir (131). Dolayısıyla ile çalışmamızda telin adaptasyonu ve sürtünme kuvveti gibi etkenlerin önüne geçebilmek için bağlanma dayanımı testi metal bir bıçak ile braket-adeziv birleşim noktasından uygulanmıştır.

Yapılan literatür incelemesinde bağlanma dayanımı testi için bıçak hareket hızının 5 mm/dk (157), 3 mm/dk (139), 1 mm/dk (141, 142, 158, 214), 0.5 mm/dk (133, 174) olarak uygulandığı görülmektedir. Bıçak hareket hızı 0.5 mm/dk olduğu durumlarda klinik koşulların tam olarak yansıtılamadığı bildirilmiştir (133). Bıçak hareket hızı arttıkça testlerin güvenilirliğinin azaldığı ve mine kırığı ihtimali arttığı için (215) çalışmamızda bıçak başlık hızı 1 mm/dk olarak uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı birimi için yaygın olarak MPa kullanılmaktadır. MPa birim alana düşen kuvveti ifade etmektedir ve N/mm^2 olarak hesaplanmaktadır (147). Bu durum farklı taban alanlarına sahip braketler arasında birim açısından standardizasyonun yapılmasını sağlamaktadır. Bağlanma dayanımı N olarak ifade edilirse taban alanı daha büyük olan bir braket daha yüksek bir bağlanma dayanımı gösterecek ve standardizasyon olumsuz etkilenecektir. Sonuçlarımızın standart olması açısından N olarak belirlenen kuvvetler braketin taban alanına bölünerek MPa'ya dönüştürülmüştür.

Kumlama tekniği 1950'li yıllarda uygulanmaya başlanmıştır. Bu teknikte basınçlı hava ile püskürtülen Al_2O_3 parçacıkları kullanılmaktadır (216). Al_2O_3 ile kumlama tekniği braket tabanının pürüzsüz olmasını sağlamakta ve yüzey alanını artırmaktadır. Bu teknik braketin dişe bağlanma dayanımını artırmakta ve braketin tekrar kullanılabilmesini sağlamaktadır. Kumlama tekniği ortodontide yapılan pek çok çalışmada braketlerin tabanında kalan adezivi uzaklaştırmak, yeni braketlerin retansiyonunu artırmak, restorasyonu olan dişlerde bağlanma dayanımını artırmak ve mine yüzeyini pürüzlendirmek için kullanılmaktadır (215, 217, 218). Çalışmamızda Al_2O_3 ile kumlama tekniği braket tabanındaki artık adezivi uzaklaştırmak ve braketlerin tekrar kullanılmasını sağlamak için kullanılmıştır. Literatürde kumlama cihazındaki basınç 50 psi, 65 psi, 75 psi, 90 psi olarak uygulanmaktadır. Kumlama işleminin 3 ile 30 saniye arasında uygulandığı bildirilmiştir (123, 152, 188). Türköz ve ark. (188) tekrar kullanılan braketlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirdiği bir çalışmada kumlama işlemini braket tabanındaki adeziv tamamen uzaklaşana kadar 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile 10 mm uzaklıktan 65-70 psi'lik basınç altında gerçekleştirmişlerdir. Çalışmalarda Al_2O_3 partiküllerinin 25 μm , 50 μm , 90 μm , 110 μm gibi farklı boyutlarda kullanıldığı bildirilmiştir (76, 123, 215). Çalışmamızda kumlama işlemi 50 μm Al_2O_3 partiküllerinin braket tabanına 58 psi basınç ile 10 mm mesafeden ve en fazla 10 saniye boyunca dik açıyla püskürtülmesi ile gerçekleştirilmiştir.

Ultrasonik ile braket tabanı temizleme tekniği Al Maaitah ve ark.'nın (84) yaptıkları bir çalışmada etkili bulunmuştur. Ultrasonik cihaz kompozit ve braket tabanı arasındaki bağlantıyı koparmakta ve tekrar kullanım için braket tabanının retansiyon özelliğini korumaktadır (84). Yapılan literatür araştırması sonucunda ultrasonik cihazın braket tabanı temizliği için kullanıldığı az sayıda çalışma bulunmaktadır. Al Maaitah ve ark. (84) ultrasonik cihazı braketlere 25 kHz frekansında ve 97 saniye boyunca uygulamışlar ve etkili olduğunu bildirmişlerdir. Ultrasonik cihaz kolay ulaşılabilir olması ve düşük maliyetli olması sebebi ile çalışmamızda tercih edilmiştir ve her bir braket için 90 saniye boyunca 25-32 kHz frekansında kullanılmıştır.

Braket tutuculuğunu inceleyen birçok çalışmada braketin kopmasından sonra diş ve braket yüzeyinin incelenmesi için stereo mikroskop kullanılmıştır (133, 134, 141). Çehreli ve ark. taramalı (219) elektron mikroskobu ile adeziv miktarlarını analiz etmişlerdir. Kopma bölgesinde meydana gelen değişimler için Artun ve Bergland (127) tarafından oluşturulan ARI sınıflaması (133, 134, 142, 143) ve bu sınıflamanın modifikasyonları (156, 157) kullanılmıştır. Çalışmamızda diş yüzeyleri kliniğimizdeki stereo mikroskop ile incelenmiş ve Artun ve Bergland tarafından oluşturulan ARI sınıflaması kullanılmıştır. Bu konu ile ilgili çalışmalarda, ARI sınıflaması yapılırken örnekler 8X (160, 181), 10X (148, 164, 166, 173, 174, 182, 200, 220), 15X (221), 16X (155, 170), 20X (163, 167, 172, 185), 40X (168, 201, 222) gibi büyütme altında incelenmiştir. Çalışmamızda braket ve diş yüzeyleri 10X büyütme altında değerlendirilmiştir.

5.2. Bulguların Tartışılması

Cozza ve ark. (151) 2006 yılında sığır dişlerini kullandıkları bir çalışmada 5 farklı taban tasarımına sahip metal braketleri Transbond XT ile yapıştırmışlar ve sonrasında bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Lazer taban yapılı Dentaurem Equilibrium 2 braketleri kullanılan grupta elde edilen bağlanma dayanımını 29.07 MPa bulmuşlardır. Foil mesh taban yapılı Victory Series braketler, waffle taban yapılı Mini Sprint braketler ve lazer taban yapılı Dentaurem Equilibrium braketler, çalışmada kullanılan diğer braketler olan integral taban yapılı Mini Dyna Lock braketler ve lazer taban yapılı Dentaurem Topic braketlerden daha yüksek bir bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Cozza ve ark.'nın çalışmasında Dentaurem Equilibrium braketlerin 1.

bağlanma dayanımı 29.07 MPa iken benzer şekilde Çalışmamızda aynı braketlerin 1. bağlanma dayanımı 26.16 MPa bulunmuştur.

Dholakiya ve ark. (223) 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada 400 adet insan premolar dişi kullanmışlardır. Transbond XT ile 4 farklı braketini yapıştırmışlar sonrasında bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Lazer taban yapılı Dentaaurum Equilibrium braket kullanılan grupta elde edilen bağlanma dayanımı 14.72 MPa iken, foto etched taban yapılı American Orthodontics Mini Master Series braket kullanılan grupta elde edilen bağlanma dayanımı 10.65 MPa'dır. Çalışmada lazer taban yapılı braketler foto etched taban yapılı braketlerden daha yüksek bağlanma dayanımını göstermiştir. Çalışmamızda bu çalışmaya benzer şekilde lazer taban yapılı Dentaaurum Equilibrium braketlerin bağlanma dayanımı foto etched taban yapılı American Orthodontics Mini Master Series braketlerden yüksek bulunmuştur.

Dalaie ve ark. (224) 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada porselen yüzeyine yapıştırılan 4 farklı taban tasarımına sahip metal braketin bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlanma dayanımının lazer taban yapılı Dentaaurum Discovery metal braketlerde 2. en yüksek bağlanma dayanımının ise foto etched taban yapılı American Orthodontics Mini Master Series braketlerde gözlendiğini rapor etmişlerdir. Braket taban tasarımının feldspatik porselen yüzeylerde bağlanma dayanımını önemli ölçüde etkilediğini bildirmişlerdir. Dalaie ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya benzer şekilde çalışmamızda 1. bağlanma dayanımı en yüksek lazer taban yapılı Dentaaurum braketlerde bulunmuştur. Benzer şekilde 2. en yüksek bağlanma dayanımı foto etched taban yapılı American Orthodontics Mini Master Series braketlerde gözlenmiştir.

Araştırmacılar mine ile braketin bağlanabilmesi için optimal bağlanma dayanımının 6-8 MPa olması gerektiğini bildirmişler ve bu değerlerin üzerindeki bağlanma dayanımlarının çiğneme ve ortodontik kuvvetlere karşı klinik olarak yeterli olduğunu rapor etmişlerdir (3, 4). Çalışmamızda lazer, mikro etched ve foto etched taban yapılarına sahip 3 farklı braketin bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma dayanımının lazer taban yapılı Dentaaurum Equilibrium braketlerde olduğu tespit edilmiştir. En düşük bağlanma dayanımının ise mikro etched taban yapılı 3M Unitek Miniature Twin Series braketlerde olduğu rapor edilmiştir.

Lugato ve ark. (225) metal braketler ve 3 farklı adeziv sistem kullandıkları bir çalışmada braketlerin 1. ve 2. bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Kumlama yöntemi ile tekrar kullanılan braketlerin 1. ve 2. bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmada braket tabanının kumlanması braketlerin bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir. Çalışmamızda kumlama yöntemi ile tekrar kullanılan braketlerin 1. ve 2. bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde; foto etched grubunda anlamlı bir fark bulunmazken lazer ve mikro etched gruplarında anlamlı fark tespit edilmiştir.

Farahani ve ark. (226) 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada 3 farklı metal braketin 1. ve 2. bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. 1. bağlanma dayanımını foto etched tabanlı American Orthodontics Master Series grubunda 15.51 MPa, lazer tabanlı Dentaurem Discovery grubunda 16.60 MPa ve mikro etched tabanlı 3M Unitek Gemini grubunda 18.78 MPa bulmuşlardır. 2. bağlanma dayanımını foto etched tabanlı American Orthodontics Master Series grubunda 15.8 MPa, lazer tabanlı Dentaurem Discovery grubunda 19.36 MPa ve mikro etched tabanlı 3M Unitek Gemini braketlerde 18.66 MPa olduğunu rapor etmişlerdir. Yalnızca Dentaurem Discovery grubunda 1. ve 2. bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark tespit edilmiştir. Kumlama yapılmayan grupta bağlanma dayanımı anlamlı şekilde en yüksek 3M Unitek Gemini braketlerde, en düşük ise American Orthodontics Master Series braketlerde gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda Farahani ve ark.'nın çalışmasından farklı bir şekilde kumlama yapılmayan grupta en yüksek bağlanma dayanımı lazer tabanlı Dentaurem Equilibrium braketlerde, en düşük ise mikro etched tabanlı 3M Unitek Miniature Twin braketlerde tespit edilmiştir. Bu farklılığın sebebinin Farahani ve ark.'nın örnek sayısının fazla olmasına, termal siklus gibi farklı metotların uygulanmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Halwai ve ark. (227) 2012 yılında 60 insan premolar dişi ile yaptıkları bir çalışmada tekrar kullanılan braketleri kumlayarak, direkt ısı uygulayarak ve yeşil taş ile temizleyerek tekrar yapıştırmışlardır. Çalışmada mikro etched tabanlı 3M Unitek Gemini Series braketleri kullanmışlardır. Kumlama işlemi 50 µm Al₂O₃ kumlama tozu ile 10 mm uzaklıktan gerçekleştirilmiştir. Her bir braket 80 psi basınç altında 20 ile 40 saniye arasında kumlanmıştır. Ölçülen bağlanma dayanımı kumlama yapılmış grupta 9.12 MPa, direkt ısı uygulama grubunda 7.29 MPa, yeşil taş grubunda 6.03 MPa'dır. Çalışmanın sonucunda braket taban temizleme yöntemleri arasında en etkili yöntemin

kumlama olduğu rapor edilmiştir. Kumlama grubunun bağlanma dayanımı direkt ısı uygulama ve yeşil taş grubunun bağlanma dayanımından anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Çalışmamız Halwai ve ark.'nın çalışmasını destekler niteliktedir. Lazer kumlama grubunda lazer ultrasonik grubundan, foto etched kumlama grubunda foto etched ultrasonik grubundan, mikro etched kumlama grubunda mikro etched ultrasonik grubundan anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Çalışmamızın sonucunda da braket taban temizleme yöntemlerinden kumlama yöntemi ultrasonik yönteminden daha etkili bulunmuştur.

Yassaei ve ark. (6) 2013 yılında yaptıkları bir çalışmada Er:YAG lazer, kumlama, direkt ısı uygulama ve CO₂ lazer yöntemlerini kullanarak braketleri tekrar yapıştırmışlardır. Kumlama grubunun bağlanma dayanımını 12.59 MPa, Er:YAG grubunun bağlanma dayanımını 11.23 MPa, direkt ısı uygulama grubunun bağlanma dayanımını 6.95 MPa ve CO₂ grubunun bağlanma dayanımını 3.14 MPa bulmuşlardır. Yassaei ve ark. yaptıkları çalışmada en etkili braket taban temizleme yöntemin kumlama olduğunu tespit etmişlerdir. Er:YAG grubunun kumlama grubu ile yakın bağlanma dayanımları gösterdiği rapor edilmiştir. Ancak Er:YAG lazerin pahalı olduğu ve klinikte kullanımının sınırlı olduğu ifade edilmiştir. Yassaei ve ark.'nın çalışmasında çalışmamızla uyumlu olarak kumlama yönteminin en etkin braket taban temizleme yöntemi olduğu gösterilmektedir. Bu yönü ile Yassaei ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma çalışmamızı destekler niteliktedir.

Regan ve ark. (73) 1993 yılında yaptıkları bir çalışmada 3 farklı taban tasarımına sahip braketin 1. ve 2. bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Yeni braketlerin bağlanma dayanımları yeşil taş ile temizlenen braketlerin bağlanma dayanımlarından yüksek bulunmuştur. Çalışma sonucunda braketlerin 2. bağlanma dayanımı 1. bağlanma dayanımından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Çalışmamız Regan ve ark.'nın çalışmasını destekler niteliktedir. Foto etched kumlama grubu hariç tüm gruplarımızda 2. bağlanma dayanımı 1. bağlanma dayanımından anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Al Maaitah ve ark. (84) 2013 yılında 80 tane insan premolar dişi kullanarak yaptıkları bir çalışmada, braketlerin tekrar kullanımı sonrası braket tabanlarını tungsten karbid frez, ultrasonik ve kumlama yöntemleri ile temizlemişlerdir. Çalışmada Omni GAC marka braketler kullanılmıştır. Tungsten karbid frez ile temizleme yöntemi ve ultrasonik ile temizleme yöntemi arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Ultrasonik ile temizleme yöntemi etkili bir braket temizleme yöntemi olarak rapor edilmiştir. Ultrasonik, braket tabanı kompozit arasındaki bağlantıyı koparmaktadır ve braket tabanının retansiyon özelliklerini korumaktadır. Kumlama grubundaki bağlanma dayanımı ve yeni braketlerin bağlanma dayanımları benzer bulunmuştur. Kumlama grubunun bağlanma dayanımı ultrasonik grubunun bağlanma dayanımından fazla bulunmuştur. Çalışmamızda Al Maaitah ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde braketlerin tekrar kullanımı sonrası ultrasonik ve kumlama yöntemleri karşılaştırılmıştır. Al Maaitah ve ark.'nın çalışmasında olduğu gibi çalışmamızda kumlama grupları ultrasonik gruplarından yüksek bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Foto etched grubu hariç tüm gruplarımızda fark anlamlı düzeyde rapor edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda da Al Maaitah ve ark.'nın rapor ettiği gibi ultrasonik yöntemi etkili bir braket taban temizleme yöntemi olarak tespit edilmiştir.

Chung ve ark. (215) 2000 yılında yaptıkları bir çalışmada yeni braketleri ve kumlama sonrası tekrar kullanılan braketleri 2 farklı adeziv güçlendirici ile toplam 120 adet insan premolar dişi kullanarak yapıştırmışlardır. Yeni braketlerin kullanıldığı 3 grup arasında adeziv güçlendirici açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Adeziv güçlendirici kullanılmayan kumlama yapılmış braketler yeni braketlerden daha az bağlanma dayanımı göstermişlerdir. All-Bond 2 ile kumlama yapılmış braketler yeni braketlere benzer bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Çalışmadaki bütün yeni braketlerin tekrar yapıştırılan braketlerden yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir. Çalışmamız Chung ve ark.'nın çalışmasını bu yönü ile desteklemektedir. Çalışmamızda da tüm yeni braketler tekrar yapıştırılan braketlerden yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Ayrıca çalışmamızda Chung ve ark.'nın çalışması ile uyumlu olarak kumlama yapılan tüm gruplar yeni braketlerden daha az bağlanma dayanımı göstermiştir. Foto etched kumlama hariç diğer tüm kumlama gruplarındaki düşüş anlamlı bulunmuştur.

Çalışmamızda 2. bağlanma dayanımları incelendiğinde tüm gruplarımızda kumlama ve ultrasonik ile temizleme yönteminin sonuçlarının yeterli olduğu (6-8 MPa'dan yüksek) (3, 4) görülmektedir. Çalışmamızın 2. bağlanma dayanımları incelendiğinde en yüksek lazer kumlama grubunda en düşük ise mikro etched ultrasonik grubunda tespit edilmiştir. Çalışmamızda lazer kumlama grubunda 19.55 MPa, foto etched kumlama grubunda 16.94 MPa, mikro etched kumlama grubunda 16.31 MPa bağlanma dayanımı tespit edilmiştir. Çalışmamızda tüm lazer grupları tüm ultrasonik

gruplarından daha fazla bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu durum kumlama yönteminin ultrasonik ile temizleme yönteminden daha etkili bir yöntem olduğunu göstermektedir. Çalışmamızın 1. ve 2. bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında ise foto etched hariç tüm gruplardaki düşüş anlamlı bulunmuştur. Braketlerin tekrar kullanılmasına bağlı olarak bağlanma dayanımının düştüğü tespit edilmiştir.

Dholakiya ve ark.'nın (223) 2016 yılında 4 farklı braket kullandıkları çalışmanın 1. ARI skorları incelendiğinde 1. ARI skoru 1 olan örnek sayısının en fazla olduğu, 1. ARI skoru 3 olan örnek sayısının ise en az olduğu bildirilmiştir. Braketlerin genellikle karışık bir şekilde kırılma gösterdiği tespit edilmiştir. 1. ARI skorları açısından çalışmamızın sonuçları Dholakiya ve ark.'nın çalışması ile benzerlik göstermektedir. Bizimde çalışmamızda 1. ARI skoru 1 olan örnek sayısının en fazla olduğu, 1. ARI skoru 3 olan örnek sayısının ise en az olduğu tespit edilmiştir.

Cozza ve ark.'nın (151) yaptıkları ve 5 farklı braket kullandıkları çalışmanın 1. ARI skorları incelendiğinde skoru 0 olan örnek sayısının en fazla olduğu, skoru 3 olan örnek sayısının en az olduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızda 1. ARI skorları değerlendirildiğinde skoru 1 olan örnek sayısının en fazla olduğu tespit edilmiştir ve çalışmamızda stereo mikroskop 10X büyütme altında kullanılmıştır. Bu sebeple çalışmamızın sonuçları Cozza ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstermemektedir. Bu farklı sonuçların Cozza ve ark.'nın çalışmalarında taramalı elektron mikroskobu kullanması ve bu mikroskoptaki büyütmenin 20X olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Chung ve ark.'nın (215) 2000 yılında yeni ve kumlanmış braketleri kullanarak yaptıkları çalışmanın 1. ARI skorları incelendiğinde 1. ARI skoru 2 olan örnek sayısının en fazla olduğu, 1. ARI skoru 0 olan örnek sayısının ise en az olduğu bildirilmiştir. Chung ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın 2. ARI skorları incelendiğinde ise en fazla 2 skorunun en az 3 skorunun verildiği tespit edilmiştir. Çalışmadaki ARI skorları değerlendirildiğinde tüm grupların benzer kopma eğilimi gösterdiği tespit edilmiştir. Bu sebeple örneklerin üzerinde kalan adezivlerin giderilmesi için klinik temizlemenin gerekli olduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızda 1. ARI skoru 1 olan örnek sayısının en fazla olduğu, 1. ARI skoru 3 olan örnek sayısının ise en az olduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızda 2. ARI skorları 1 ve 2 skorunda yoğunlaşmaktadır ve en az tespit edilen skor ise 0'dır. Bu farklı sonuçların Chung ve ark.'nın çalışmasında bıçak hareket hızının

5 mm/dk olması, kullanılan braketlerin tabanlarının ve adezivin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızın 1. ARI skorları incelendiğinde yeni kullanılan braketlerde kopma bölgesi genelde adezivin kendi içerisinde gerçekleşmektedir. 1. ARI skorları içerisinde en fazla 1 skoru olduğu en az ise 3 skoru olduğu görülmektedir. Çalışmamızın 1. ARI skorları değerlendirildiğinde en yüksek skorunun mikro etched ultrasonik grubunda, en düşük skorun ise lazer kumlama grubunda olduğu tespit edilmiştir. ARI skorlarının yüksek değerlerde olması diş yüzeyinde fazla adezivin kaldığı anlamına gelmektedir. Skorun yüksek olduğu gruplarda diş yüzeyinde kalan adeziv mineye zarar vermeden rahatlıkla temizlenebilmektedir. Çalışmamızda 1. ARI skorları çoğunlukla düşük skorlardan oluşmaktadır. Dolayısı ile debonding esnasında minede daha az kompozit kalması debonding sürecinin daha kısa süreceği anlamına gelmektedir.

Al Maaitah ve ark. (84) 2013 yılında braketlerin tekrar kullanım sonrası bağlanma dayanımını ve 2. ARI skorlarını inceledikleri çalışmada modifiye ARI skorunu kullanmışlar ve gruplar arasında anlamlı fark tespit etmemişlerdir. Bağlanma dayanımları ve ARI skorları arasında belirgin bir korelasyon bulunmamıştır. Bizim de çalışmamızda 2. bağlanma dayanımı ile ARI skoru değerleri arasında mikro etched kumlama grubu haricinde belirgin bir korelasyon tespit edilmemiştir. Çalışmamızda 2. ARI skorları değerlendirildiğinde mikro etched ultrasonik grubunun 2. ARI skorunun lazer kumlama, lazer ultrasonik ve mikro etched kumlama gruplarından yüksek olması anlamlı bulunmuştur. Çalışmamızın 2. ARI skorları Al Maaitah ve ark.'nın yaptığı çalışmanın ARI skorlarından farklılık göstermektedir. Bunun sebebinin Al Maaitah ve ark.'nın modifiye ARI skoru ve taramalı elektron mikroskobu kullanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

2. ARI skorları değerlendirildiğinde kopma bölgesinin genelde adezivin kendi içerisinde olduğu tespit edilmiştir. 2. ARI skorlarında en çok verilen skorun 1 olduğu, en az verilen skorun ise 0 olduğu görülmektedir. Çalışmamızda 2. ARI skorları değerlendirildiğinde en yüksek skorun mikro etched ultrasonik grubunda olduğu, en düşük skorun ise lazer kumlama grubunda olduğu tespit edilmiştir.

Regan ve ark.'nın (73) yaptıkları ve 3 farklı braket kullandıkları çalışmanın ARI skorları karşılaştırıldığında 1. ve 2. ARI skorları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu yönü ile çalışmamız Regan ve ark.'nın yaptıkları çalışmadan

farklılık göstermektedir. Çalışmamızda lazer ultrasonik ve mikro etched ultrasonik grubundaki ARI skoru artışının anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebinin Regan ve ark.'nın farklı tip adeziv ve farklı braket taban tasarımı kullanmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızdaki ARI skorları karşılaştırıldığında 1. ARI skorları 2. ARI skorlarından düşük bulunmuştur. Bununla birlikte lazer ultrasonik ve mikro etched ultrasonik gruplarının 1. ARI skorlarının 2. ARI skorlarına göre düşük olmasının anlamlı olduğu tespit edilmiştir. 2. ARI skorlarının yüksek olmasının sebebinin 1. bağlanma dayanımı sonrası braket adeziv arasında gerçekleşen kopmanın 2. bağlanma dayanımı sonrası diş adeziv arasına kaymasından kaynakladığını düşünmekteyiz.

Bu çalışmanın sınırlamaları test koşullarını etkileyen faktörlerin fazlalığı ve kullanılan materyalin çeşitliliğidir. Laboratuvar çalışmaları tam olarak klinik koşulları yansıtmamaktadır. Bu çalışmadaki braketlerin etkinliklerinin daha iyi belirlenebilmesi için klinik olarak uygulanması gerekmektedir. In vitro koşullarda yüksek bağlanma dayanımı gösteren braketlerin düşük bağlanma dayanımı gösteren braketlere göre ağız içerisinde de aynı şekilde sonuç vereceği düşünülmektedir. Çalışmamızda ağız içerisindeki koşullar tam olarak sağlanamasa da farklı taban tasarımına sahip braketlerin bağlanma dayanımlarının ve braket taban temizleme yöntemlerinin klinik ile uyumlu sonuçlar verdiği düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamız kapsamında 3 farklı braket taban tasarımının ultrasonik ve kumlama yöntemleriyle temizlenerek braketlerin 1. ve 2. bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Çalışmamızın bulguları ışığında şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Lazer taban yapılı braketlerin 1. bağlanma dayanımı foto etched ve mikro etched taban yapılı braketlerden anlamlı olarak daha yüksektir.

2. Lazer kumlama grubunun 2. bağlanma dayanımının diğer tüm gruplardan daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

3. Lazer, foto etched ve mikro etched taban yapısına sahip braketlerin tekrar kullanımında yeterli bağlanma dayanımı elde edilmiştir.

4. Yeni kullanılan braketlerde tekrar kullanılan braketlerden daha yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir.

5. Braketlerin taban temizliği için uygulanan kumlama ve ultrasonik yöntemleri braketlerin tekrar kullanılabilmesini sağlamaktadır.

6. Tüm kumlama gruplarında tüm ultrasonik gruplarından daha yüksek bağlanma dayanımı tespit edildiği için kumlama yöntemi ultrasonik yöntemine göre daha etkili bir braket taban temizleme yöntemidir.

7. Mikro etched ultrasonik grubunun 1. ARI skorları; lazer kumlama, lazer ultrasonik ve mikro etched kumlama gruplarından anlamlı olarak daha yüksektir.

8. Mikro etched ultrasonik grubunun 2. ARI skorları; lazer kumlama, foto etched kumlama ve mikro etched kumlama gruplarından anlamlı olarak daha yüksektir.

9. Çalışmamızdaki ARI skorları değerlendirildiğinde tüm gruplarda 1. ARI skorları 2. ARI skorlarından daha yüksek bulunmuştur.

10. Çalışmamızın in vitro bir çalışma olması sebebiyle bazı limitasyonları bulunmaktadır. Elde edilen sonuçların daha sağlıklı değerlendirilebilmesi için daha çok braket taban temizliği yönteminin kullanıldığı ve daha çok braket taban tasarımının değerlendirildiği in vitro ve in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Ingervall B. Functionally optimal occlusion: the goal of orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1976, 70(1): 81-90.
2. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015, 147(4): 56-63.
3. Whitlock BO, Eick JD, Ackerman Jr RJ, Glaros AG, Chappell RP. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994, 106(4): 358-64.
4. Charles A, Senkutvan RS, Ramya RS, Jacob S. Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2014, 25(4): 470-4.
5. Lavernhe P, Estivalèzes E, Lachaud F, Lodter C, Piquet R. Orthodontic bonding: finite element for standardized evaluations. *Int J Adhes Adhes* 2010, 30(1): 21-9.
6. Yassaei S, Aghili H, KhanPayeh E. Comparison of shear bond strength of rebonded brackets with four methods of adhesive removal. *Lasers Med Sci* 2014, 29(5): 1563-8.
7. Basudan AM, Al-Emran SE. The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *J Orthod* 2001, 28(3): 231-6.
8. Bozelli JV, Bigliazzi R, Barbosa HAM, Ortolani CLF, Bertoz FA, Faltin Junior K. Comparative study on direct and indirect bracket bonding techniques regarding time length and bracket detachment. *Dental Press J Orthod* 2013, 18(6): 51-7.
9. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Bonding in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KWL (eds). *Orthodontics: current principles and techniques*, 5th ed. Missouri, Mosby, 2012: 727-84.
10. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955, 34(6): 849-53.
11. Matasa CG. Adhesion and its ten commandments. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989, 95(4): 355-6.
12. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1977, 71(2): 173-89.
13. Hu JC-C, Chun Y-HP, Al Hazzazzi T, Simmer JP. Enamel formation and amelogenesis imperfecta. *Cells Tissues Organs* 2007, 186(1): 78-85.

14. Lefevre ML, Manly RS. Moisture, inorganic and organic contents of enamel and dentin from carious teeth. *J Am Dent Assoc* 1932, 24: 233-42.
15. Elliott JC. Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites. In: Chadwick D, Cardew G (eds). *Dental Enamel (Ciba Foundation Symp 205)*. John Wiley&Sons, Chichester, UK, 1997: 54-67.
16. Featherstone JDB, Glena R, Shariati M, Shields CP. Dependence of in vitro demineralization and remineralization of dental enamel on fluoride concentration. *J Dent Res* 1990, 69: 620-5.
17. Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkham J. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000, 11(4): 481-95.
18. White SN, Luo W, Paine ML, Fong H, Sarikaya M, Snead ML. Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel. *J Dent Res* 2001, 80(1): 321-6.
19. Simmer JP, Fincham AG. Molecular mechanisms of dental enamel formation. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995, 6(2): 84-108.
20. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). *J Clin Pediatr Dent* 2004, 28(2): 119-24.
21. Rozzi FR. Enamel structure and development and its application in hominid evolution and taxonomy. *J Hum Evol* 1998, 35: 327-30.
22. Dawes C, Jenkins GN, Tonge CH. The nomenclature of the integuments of the enamel surface of teeth. *Br Dent J* 1963, 115: 65-8.
23. Jorgensen KD, Shimokobe H. Adaptation of resinous restorative materials to acid etched enamel surfaces. *Scand J Dent Res* 1975, 83: 31-6.
24. Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthod* 2008, 78(6): 1105-9.
25. Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers pumice or pre-etch? An in vitro study. *Eur J Orthod* 2012, 34: 257-61.
26. D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod* 2005, 75(3): 410-5.
27. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig WL, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*, 2nd ed, St Louis, Mosby, 1994: 162-3.

28. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Ajlal S. Applications of light amplification by stimulated emission of radiation (lasers) for restorative dentistry. *Med Princ Pract* 2016, 25(3): 201-11.
29. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int* 2002, 33(3): 213-24.
30. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archs Oral Biol* 1968, 13: 61-70.
31. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1981, 79(5): 500-22.
32. Gwinnett AJ, Buonocore MG, Sheykholeslam Z. Effect of fluoride on etched human and bovine tooth enamel surfaces as demonstrated by scanning electron microscopy. *Archs Oral Biol* 1972, 17: 271-8.
33. Sheykholeslam Z, Buonocore MG. Bonding of resins to phosphoric acid-etched enamel surfaces of permanent and deciduous teeth. *J Dent Res* 1972, 51(6): 1572-6.
34. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963, 67(81): 382-91.
35. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1965, 51(12): 901-12.
36. Retief DH, Dreyer CJ, Gavron G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1970, 58(1): 21-40.
37. Brännström M, Nordenvall KJ, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1978, 74(5): 522-30.
38. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 1975, 9(5): 373-87.
39. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990, 98(2): 154-60.
40. Marković E, Glišić B, Šćepan I, Marković D, Jokanovic V. Bond strength of orthodontic adhesives. *J Min Metall B* 2008, 14: 79-88.

41. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. *Semin Orthod* 1997, 3: 147-56.
42. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997, 105(2): 97-116.
43. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Med J* 2005, 47(1): 77-82.
44. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, 1. Baskı, Ankara, Güneş Kitabevi, 2000: 74-84.
45. Ferracane JL. Using posterior composites appropriately. *J Am Dent Assoc* 1992, 123(7): 53-8.
46. Ruyter IE, Sjoevik IJ. Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odontol Scand* 1981, 39(3): 133-46.
47. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006, 11(2): 215-20.
48. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig* 2008, 12(1): 1-8.
49. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994, 21(4): 441-52.
50. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995, 6(4): 302-18.
51. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klin Bilim Derg* 2011, 5: 895-902.
52. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater B* 2006, 77(1): 28-33.
53. Pawar RL, Ronad YA, Ganiger CR, Suresh KV, Phaphe S, Mane P. Cements and Adhesives in Orthodontics-An Update. *Biomed Rep* 2012, 2(5): 342-7.
54. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont* 2002, 15(3): 248-53.
55. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*, 11th ed, St. Louis, Elsevier, 2003: 739-53.
56. Terhune WF, Sydiskis RJ, Davidson WM. In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1983, 83(6): 501-6.

57. Thompson LR, Miller EG, Bowles WH. Materials science: leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *J Dent Res* 1982, 61(8): 989-92.
58. Eliades T, Eliades G, Bradley TG, Watts DC. Degree of cure of orthodontic adhesives with various polymerization initiation modes. *Eur J Orthod* 2000, 22(4): 395-9.
59. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993, 103(5): 448-51.
60. Gladwin M, Bagby M. *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*, 1st ed, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2004: 47-57.
61. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* 2004, 112(3): 280-5.
62. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000, 16(1): 33-40.
63. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985, 1(1): 11-4.
64. Øgaard B, Rezk-Lega F, Ruben J, Arends J. Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992, 101(4): 303-7.
65. Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, Eliades G. Light-cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based on the degree of cure, monomer leaching, and cytotoxicity. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005, 127(4): 413-9.
66. 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 Dentofacial Orthop* 1990, 97(2): 121-5.
67. Kinch AP, Taylor H, Warltler R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988, 94(6): 476-83.
68. Jassem HA, Retief DH, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1981, 79(6): 661-8.
69. Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992, 102(3): 215-9.

70. Cua G, Marshall R, Kudlick E, Eichmiller F. A comparison of bond strength of new and used brackets. *J Dent Res* 1995, 74: 141-3.
71. Faust JB, Grego GN, Fan PL, Powers JM. Penetration coefficient, tensile strength, and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1978, 73(5): 512-25.
72. Wright WL, Powers JM. In vitro tensile bond strength of reconditioned brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985, 87(3): 247-52.
73. Regan D, LeMasney B, Noort R. The tensile bond strength of new and rebonded stainless steel orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 1993, 15(2): 125-35.
74. Mattick CR, Hobson RS. A comparative micro-topographic study of the buccal enamel of different tooth types. *Br J Orthod* 2000, 27(2): 143-8.
75. Linklater RA, Gordon PH. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *J Orthod* 2001, 28(1): 59-65.
76. Tavares SW, Consani S, Nouer DF, Magnani MBBA, Nouer PRA, Martins LM. Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Braz Dent J* 2006, 17(1): 44-8.
77. Adolfsson U, Larsson E, Ögaard B. Bond failure of a no-mix adhesive during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002, 122(3): 277-81.
78. Reynolds IR, Von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod* 1976, 3(2): 91-5.
79. Davari AR, Yassaei S, Daneshkazemi AR, Yosefi MH. Effect of different types of enamel conditioners on the bond strength of orthodontic brackets. *J Contemp Dent Pract* 2007, 8(1): 36-43.
80. Maccoll G, Rossouw P, Titley K, Yamin C. The relationship between bond strength and base surface area using conventional and micro-etched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996, 109(3): 338-9.
81. Oliver RG, Pal AD. Distortion of edgewise orthodontic brackets associated with different methods of debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989, 96(1): 65-71.
82. Quick AN, Harris AMP, Joseph VP. Office reconditioning of stainless steel orthodontic attachments. *Eur J Ortod* 2005, 27(3): 231-6.
83. Kachoei M, Mohammadi A, Moghaddam ME, Rikhtegaran S, Pourghaznein M, Shirazi S. Comparison of multiple rebond shear strengths of debonded brackets after

preparation with sandblasting and CO2 laser. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2016, 10(3): 148-54.

84. Al Maaitah EF, Alomari S, Abu Alhaija ES, Saf AA. The effect of different bracket base cleaning method on shear bond strength of rebonded brackets. *J Contemp Dent Pract* 2013, 14(5): 866-70.

85. Kumar M, Maheshwari A, Lall R, Navit P, Singh R, Navit S. Comparative evaluation of shear bond strength of recycled brackets using different methods: An in vitro study. *J Int Oral Health* 2014, 6(5): 5-11.

86. Arabaci T, Cicek Y, Canakci CF. Sonic and ultrasonic scalers in periodontal treatment: a review. *Int J Dent Hyg* 2007, 5(1): 2-12.

87. Klaassen CD, Amdur MO. *Casarett and Doull's toxicology: the basic science of poisons*, 6th ed, New York, McGraw-Hill, 1996: 691-736.

88. Chetan GB, Muralidhar Reddy Y. Comparative evaluation of four office reconditioning methods for orthodontic stainless steel brackets on shear bond strength: an in vitro study. *Ann Essen Dent* 2011, 3(1): 6-13.

89. Buchman DJL. Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1980, 77(6): 654-68.

90. Mascia VE, Chen SR. Shearing strengths of recycled direct-bonding brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982, 82(3): 211-6.

91. Buchwald A. A three-cycle in vivo evaluation of reconditioned direct-bonding brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989, 95(4): 352-4.

92. Maijer R, Smith D. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982, 81(1): 43-8.

93. Thomas BW, Hook CR, Draughn RA. Laser-aided degradation of composite resin. *Angle Orthod* 1996, 66(4): 281-6.

94. Alexander R, Xie J, Fried D. Selective removal of residual composite from dental enamel surfaces using the third harmonic of a Q switched Nd: YAG laser. *Laser Surg Med* 2002, 30(3): 240-5.

95. Dumore T, Fried D. Selective ablation of orthodontic composite by using sub microsecond IR laser pulses with optical feedback. *Laser Surg Med* 2000, 27(2): 103-10.

96. Basaran G, Özer T, Berk N, Hamamcı O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod* 2007, 77(1): 117-24.

97. Almeida HC, Vedovello MF, Vedovello SA, Young AA, Ramirez-Yanez GO. ER: YAG laser for composite removal after bracket debonding: a qualitative SEM analysis. *Int J Orthod* 2009, 20(1): 9-13.
98. Ishida K, Endo T, Shinkai K, Katoh Y. Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er, Cr: YSGG laser. *Odontology* 2011, 99(2): 129-34.
99. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of Enamel with Nd: YAG and CO2 Dental Laser Systems and with Phosphoric Acid An In-Vitro Comparison of the Tensile Bond Strength and the Morphology of the Enamel Surface. *J Orthofac Orthop* 2001, 62(5): 375-86.
100. Ahrari F, Basafa M, Fekrazad R, Mokarram M, Akbari M. The efficacy of Er, Cr: YSGG laser in reconditioning of metallic orthodontic brackets. *Photomed Laser Surg* 2012, 30(1): 41-6.
101. Tosun Y. *Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri*, 1. Baskı, İzmir , Ege Üniversitesi Basımevi. 1999: 74-76.
102. Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 1999, 21(1): 71-7.
103. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. *Contemporary Orthodontics*, 2nd ed, St. Louis, Mosby, 1993: 105-36.
104. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod* 1990, 17(1): 71-5.
105. Lemke K, Xu X, Hagan JL, Armbruster PC, Ballard RW. Bond strengths and debonding characteristics of two types of polycrystalline ceramic brackets. *Aust Orthod J* 2010, 26(2): 134-40.
106. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994, 105(6): 552-60.
107. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 1997, 3(3): 178-88.
108. Springate SD, Winchester LJ. An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *Br J Orthod* 1991, 18(3): 203-9.
109. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994, 106(6): 605-14.
110. Khan H. *Orthodontic brackets: selection, placement and debonding*, 1st ed, United States, CreateSpace Independent Publishing Platform, 2015: 98.

111. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007, 131(2): 253-62.
112. Menezes LM, Campos LC, Quintao CC, Bolognese AM. Hypersensitivity to metals in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004, 126(1): 58-64.
113. Kusy RP. Clinical response to allergies in patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004, 125(5): 544-7.
114. Faccioni F, Franceschetti P, Cerpelloni M, Fracasso ME. In vivo study on metal release from fixed orthodontic appliances and DNA damage in oral mucosa cells. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003, 124(6): 687-93.
115. Haddad ACSS, Tortamano A, Souza AL, Oliveira PV. An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Braz Oral Res* 2009, 23(4): 399-406.
116. Hanawa T. Metal ion release from metal implants. *Mater Sci Eng* 2004, 24(6-8): 745-52.
117. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998, 114(5): 558-72.
118. Melenka GW, Lacoursiere RA, Carey JP, Nobes DS, Heo G, Major PW. Comparison of deformation and torque expression of the orthos and orthos Ti bracket systems. *Eur J Orthod* 2011, 36(4): 381-8.
119. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *Angle Orthod* 2002, 72(3): 222-37.
120. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1981, 79(1): 20-34.
121. Dickinson PT, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1980, 78(6): 630-9.
122. Gange P. Present state of bonding. Interview by Homer W. Phillips. *J Clin Orthod* 1995, 29(7): 429-36.
123. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003, 124(1): 74-82.
124. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket–cement interface. *J Orthod* 2000, 27(3): 249-54.

125. Siomka LV, Powers JM. In vitro bond strength of treated direct-bonding metal bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985, 88(2): 133-6.
126. Smith NR, Reynolds IR. A comparison of three bracket bases: an in vitro study. *Br J Orthod* 1991, 18(1): 29-35.
127. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1984, 85(4): 333-40.
128. Bowen RL. Properties of silica reinforced polymer for dental restoration. *J Am Dent Assoc* 1963, 66: 57-64.
129. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod* 1972, 62(3): 236-44.
130. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010, 137(5): 615-22.
131. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000, 22(1): 13-23.
132. Pithon MM, Souza Ferraz C, Couto de Oliveira G, Pereira TBJ, Oliveira DD, Souza RA, Freitas LMA, Santos RL. Effect of 10% papain gel on enamel deproteinization before bonding procedure. *Angle Orthod* 2011, 82(3): 541-5.
133. Pithon MM, Campos MS, da Silva Coqueiro R. Effect of bromelain and papain gel on enamel deproteinisation before orthodontic bracket bonding. *Aust Orthod J* 2016, 32(1): 23.
134. Pithon MM, Ferraz CS, Oliveira GDC, Dos Santos AM. Effect of different concentrations of papain gel on orthodontic bracket bonding. *Prog Orthod* 2013, 14(1): 1-5.
135. Godoy-Bezerra J, Vieira S, Oliveira JHG, Lara F. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement with saliva present and different enamel pretreatments. *Angle Orthod* 2006, 76(3): 470-4.
136. Naidu E, Stawarczyk B, Tawakoli PN, Attin R, Attin T, Wiegand A. Shear bond strength of orthodontic resins after caries infiltrant preconditioning. *Angle Orthod* 2012, 83(2): 306-12.
137. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod* 2002, 24(6): 689-97.

138. 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 Dentofacial Orthop* 2003, 123(6): 633-40.
139. Oztoprak MO, Isik F, Sayinsu K, Arun T, Aydemir B. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007, 131(2): 238-42.
140. Espinosa R, Valencia R, Uribe M, Ceja I, Saadia M. Enamel deproteinization and its effect on acid etching: an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent* 2008, 33(1): 13-9.
141. Justus R, Cubero T, Ondarza R, Morales F. A new technique with sodium hypochlorite to increase bracket shear bond strength of fluoride-releasing resin-modified glass ionomer cements: comparing shear bond strength of two adhesive systems with enamel surface deproteinization before etching. *Semin Orthod* 2010, 16(1): 66-75.
142. Agarwal R, Yeluri R, Singh C, Munshi A. Enamel deproteinization using Papacarie and 10% Papain gel on shear bond strength of orthodontic brackets before and after acid etching. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry* 2015, 39(4): 348-57.
143. Pereira TBJ, Jansen WC, Pithon MM, Souki BQ, Tanaka OM, Oliveira DD. Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin-modified glass ionomer cements. *Eur J Orthod* 2013, 35(4): 442-6.
144. Hamdane N, Kmeid R, Khoury E, Ghoubril J. Effect of sandblasting and enamel deproteinization on shear bond strength of resin-modified glass ionomer. *Int Orthod* 2017, 15(4): 600-9.
145. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998, 114(5): 514-9.
146. Kecik D, Cehreli SB, Sar C, Unver B. Effect of acidulated phosphate fluoride and casein phosphopeptide–amorphous calcium phosphate application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2008, 78(1): 129-33.
147. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* 1994, 21(1): 33-43.
148. Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Angle Orthod* 2004, 74(5): 697-702.
149. Montasser MA, Drummond JL, Evans CA. Rebonding of orthodontic brackets: Part I, a laboratory and clinical study. *Angle Orthod* 2008, 78(3): 531-6.

150. Montero MMH, Vicente A, Alfonso-Hernández N, Jiménez-López M, Bravo-González LA. Comparison of shear bond strength of brackets recycled using micro sandblasting and industrial methods. *Angle Orthod* 2015, 85(3): 461-7.
151. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod* 2006, 76(5): 851-6.
152. Tudehzaeim MH, Yassaei S, Taherimoghadam S. Comparison of microleakage under rebonded stainless steel orthodontic brackets using two methods of adhesive removal: sandblast and laser. *J Dent (Tehran)* 2015, 12(2): 118-24.
153. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006, 129(2): 261-5.
154. DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997, 13(2): 74-81.
155. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001, 119(1): 36-42.
156. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999, 116(6): 616-20.
157. 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 Dentofacial Orthop* 2000, 118(3): 288-94.
158. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001, 119(1): 30-5.
159. Bazargani F, Magnuson A, Löthgren H, Kowalczyk A. Orthodontic bonding with and without primer: a randomized controlled trial. *Eur J Orthod* 2016, 38(5): 503-7.
160. dos Santos Oliveira BL, Costa AR, Correr AB, Crepaldi MV, Correr-Sobrinho L, dos Santos JCB. Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. *Braz J Oral Sci* 2017, 16(3): 1-7.
161. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003, 123(1): 21-4.

162. Yuasa T, Iijima M, Ito S, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two self-etching primer adhesive systems. *Eur J Orthod* 2010, 32(3): 285-90.
163. Sunna S, Rock WP. An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod* 1999, 26(1): 47-50.
164. Guzman UA, Jerrold L, Vig PS, Abdelkarim A. Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index between precoated and conventionally bonded orthodontic brackets. *Prog Orthod* 2013, 14(1): 1-5.
165. Bazargani F, Jacobson S, Lennartsson B. A comparative evaluation of lingual retainer failure bonded with or without liquid resin: A randomized clinical study with 2-year follow-up. *Angle Orthod* 2012, 82(1): 84-7.
166. Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod* 2006, 76(2): 295-300.
167. Gomes P, Portugal J, Jardim L. Effect of high-powered LED-curing exposure time on orthodontic bracket shear bond strength. *Rev Port Estomol Med Dent Cir Maxilofac* 2014, 55(2): 78-82.
168. Littlewood SJ, Mitchell L, Greenwood DC, Bubb NL, Wood DJ. Investigation of a hydrophilic primer for orthodontic bonding: an in vitro study. *Br J Orthod* 2000, 27(2): 181-6.
169. Raadal M. Bond strength of composites applied to acid etched enamel. *Scand J Dent Res* 1978, 86(3): 157-62.
170. Tecco S, Traini T, Caputi S, Festa F, De Luca V, D'Attilio M. A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study. *Angle Orthod* 2005, 75(4): 672-7.
171. Albaladejo A, Montero J, Gómez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod* 2011, 81(4): 716-20.
172. Scribante A, Sfondrini MF, Fraticelli D, Daina P, Tamagnone A, Gandini P. The influence of no-primer adhesives and anchor pylons bracket bases on shear bond strength of orthodontic brackets. *Biomed Res Int* 2013, 2013: 1-6.
173. 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.
174. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self etching primers on bond strength are they reliable? *Angle Orthod* 2003, 73(1): 64-70.

175. Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997, 111(6): 599-605.
176. 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* 2002, 29(3): 217-20.
177. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991, 100(3): 209-11.
178. Nandhra SS, Littlewood SJ, Houghton N, Luther F, Prabhu J, Munyombwe T, Wood SR. Do we need primer for orthodontic bonding? A randomized controlled trial. *Eur J Orthod* 2014, 37(2): 147-55.
179. O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Light cured direct bonding is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod* 1991, 13(1): 22-6.
180. Tang ATH, Björkman L, Isaksson L, Lindbäck KF, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. Retrospective study of orthodontic bonding without liquid resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000, 118(3): 300-6.
181. Romano FL, Correr AB, Sobrinho LC, de Araújo Magnani MBB, de Siqueira VCV. Shear bond strength of metallic brackets bonded with a new orthodontic composite. *Braz J Oral Sci* 2009, 8(2): 76-80.
182. Invernici SM, Maruo IT, Camargo ES, Hirata TM, Maruo H, Guariza Filho O, Tanaka O. Influence of Ortho Primer Morelli adhesion booster on orthodontic brackets shear bond strength. *Dental Press J Orthod* 2012, 17(3): 31-9.
183. Pillai AR, Gangadharan A, Kumar S, Gangadharan J. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between Biofix and conventional bonding systems: an in vitro study. *IOS* 2014, 48(4): 461-5.
184. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004, 126(2): 200-6.
185. Arıcı S, Arıcı N. Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *Angle Orthod* 2003, 73(6): 692-6.
186. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D, Cakmak F, Ozkalayci N. Shear bond strength of a self-etching primer after 10,000 and 20,000 thermal cycles. *J Adhes Dent* 2010, 12(2): 117-22.

187. Elsaka SE, Hammad SM, Ibrahim NF. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. *Prog Orthod* 2014, 15(33): 1-8.
188. Türköz Ç, Ulusoy Ç, Gencer D. Yeniden kazanılmış braketlerin bağlanma kuvvetlerinin farklı yapıştırıcılar ile değerlendirilmesi. *ADO Klin Bilim Derg* 2010, 4(3): 657-62.
189. Ozer M, Arici S. Sandblasted metal brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement in vivo. *Angle Orthod* 2005, 75(3): 406-9.
190. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Magnani MBBA. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Angle Orthod* 2005, 75(5): 849-53.
191. Lunardi N, Gameiro GH, de Araújo Magnani MBB, Nouer DF, de Siqueira VCV, Consani S, Pereira-Neto JS. The effect of repeated bracket recycling on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Braz J Oral Sci* 2008, 7(27): 1648-52.
192. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear bond strength of three orthodontic bonding systems on enamel and restorative materials. *Biomed Res Int* 2016, 2016: 1-10.
193. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997, 112(6): 617-21.
194. Movahhed HZ, Øgaard B, Syverud M. An in vitro comparison of the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement and a composite adhesive for bonding orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 2005, 27(5): 477-83.
195. Wang WN, Meng CL. A study of bond strength between light-and self-cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992, 101(4): 350-4.
196. Silta YT, Dunn WJ, Peters CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005, 128(6): 744-8.
197. Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman A. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004, 74(2): 259-63.
198. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 1995, 74(5): 1168-78.

199. Faltermeier A, Rosentritt M, Faltermeier R, Reicheneder C, Müßig D. Influence of filler level on the bond strength of orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 2007, 77(3): 494-8.
200. Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *J Orthod Sci* 2014, 3(2): 29-33.
201. Mahmoud E, Pacurar M, Bechir ES, Maris M, Olteanu C, Dascalu IT, Moldovan M. Comparison of Shear Bond Strength and Adhesive Remnant Index of Brackets Bonded with Two Types of Orthodontic Adhesives. *Mater Plast* 2017, 54(1): 141-4.
202. Hellak A, Rusdea P, Schauseil M, Stein S, Korbmacher-Steiner HM. Enamel shear bond strength of two orthodontic self-etching bonding systems compared to Transbond™ XT. *J Orofac Orthop* 2016, 77(6): 391-9.
203. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008, 134(2): 203-8.
204. Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig* 2013, 17(2): 609-17.
205. Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear bond strength of orthodontic brackets cured with different light sources under thermocycling. *Eur J Dent* 2010, 4(3): 257-62.
206. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998, 114(3): 243-7.
207. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001, 119(6): 621-4.
208. 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.
209. Oz AA, Yazicioglu S, Arici N, Akdeniz BS, Murat N, Arici S. Assessment of the confidence of the adhesive remnant index score with different Methods. *Turkish J Orthod* 2014, 26(4): 149-53.

210. Ioannidis A, Papageorgiou SN, Sifakakis I, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Orthodontic bonding and debonding induces structural changes but does not alter the mechanical properties of enamel. *Prog Orthod* 2018, 19(12): 1-7.
211. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991, 100(1): 72-9.
212. Bryant S, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987, 92(3): 225-31.
213. MacColl GA, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998, 113(3): 276-81.
214. Aras S, Kucukecmen H, Saroglu SI. Deproteinization treatment on bond strengths of primary, mature and immature permanent tooth enamel. *J Clin Pediatr Dent* 2013, 37(3): 275-80.
215. Chung CH, Fadem BW, Levitt HL, Mante FK. Effects of two adhesion boosters on the shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000, 118(3): 295-9.
216. Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996, 110(1): 96-8.
217. Millett D, McCabe JF, Gordon PH. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *Br J Orthod* 1993, 20(2): 117-22.
218. Canay S, Kocadereli I, Akca E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000, 117(1): 15-9.
219. Cehreli SB, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu HE, Cehreli ZC. A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod* 2012, 34(2): 188-92.
220. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod* 2007, 77(2): 337-41.
221. Ryu C, Namura Y, Tsuruoka T, Hama T, Kaji K, Shimizu N. The use of easily debondable orthodontic adhesives with ceramic brackets. *Dent Mater J* 2011, 30(5): 642-7.

222. Mirzakouchaki B, Shirazi S, Sharghi R, Shirazi S, Moghimi M, Shahrbafe S. Shear bond strength and debonding characteristics of metal and ceramic brackets bonded with conventional acid-etch and self-etch primer systems: An in-vivo study. *J Clin Exp Dent* 2016, 8(1): 38-43.
223. Dholakiya N, Desai H, Dal MS, Patel N, Aghera R, Agrawal N. Comparison of Shear Bond Strength of Different Orthodontic Metal Bracket-bases Bonded on Enamel Surface—an In vitro Study. *J Adv Med* 2016, 18(5): 1-9.
224. Dalaie K, Mirfasihi A, Eskandarion S, Kabiri S. Effect of bracket base design on shear bond strength to feldspathic porcelain. *Eur J Orthod* 2016, 10(3): 351-5.
225. Lugato ICPT, Pignatta LMB, Arantes FM, Santos ECA. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases. *Braz Oral Res* 2009, 23(4): 407-14.
226. Farahani M, Kabiri S, Motamedian SR, Hajighadimi M. Effect of Bracket Base Sandblasting on Bonding of Orthodontic Brackets on Enamel Surface. *Dent Hypotheses* 2016, 7(4): 133-6.
227. Halwai HK, Kamble RH, Hazarey PV, Gautam V. Evaluation and comparison of the shear bond strength of rebonded orthodontic brackets with air abrasion, flaming, and grinding techniques: an in vitro study. *Orthodontics (Chic)* 2012, 13(1): 1-9.

EKLER

EK.1. Özgeçmiş

1990 yılında Gaziantep’te doğdum. İlkokul ve ortaokul eğitimlerimi Mehmet Adil Kasapseçkin İlköğretim Okulu’nda tamamladım. Lise eğitimimi Gaziantep Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2009 yılında Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandım. 2014 yılında mezun olduktan sonra özel bir klinikte çalıştım. 2015 yılındaki Diş Hekimliği Uzmanlık Sınavı’nda Türkiye genelinde 37. oldum ve İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladım. Halen aynı Anabilim dalında uzmanlık eğitimime devam etmekteyim. Evli ve bir çocuk annesiyim.

EK.2. Etik Kurul Onayı

T.C. İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU (Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu)			
Oturum Tarihi	Oturum Sayısı	Karar Sayısı	
02.04.2019	7	2019/7-22	
Karar No: 2019/7-22 Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 02.04.2019 tarihinde Tıp Fakültesi Etik Kurul Salonunda toplandı. İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Dr. Öğr. Üy. Filiz USLU'nun, sorumlu araştırmacı olduğu; İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Arş. Grv. Merve BAYEL AKGÜL'ün, yardımcı araştırmacı olduğu; “ Farklı Taban Tasarımlarına Sahip Braketlerin Tekrar Kullanımı Öncesinde Uygulanan Ultrasonik Cihaz ve Kumlama Tekniklerinin Bağlanma Dayanımına Olan Etkilerinin Değerlendirilmesi ” başlıklı çalışması Üniversitemiz Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından uygun olup-olmadığı hususundaki başvurusuna ilişkin raportör raporu görüşüldü. Çalışma Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi açısından değerlendirildiğinde; çalışmanın <u>etik açıdan uygun olduğuna; oy birliği ile karar verilmiştir.</u>			
Prof. Dr. Osman CELBİŞ Etik Kurul Başkanı		KATILDI	
Prof. Dr. Kadir ERTEM Etik Kurul Başkan Yrd. (Vekil)		Prof. Dr. Gülsen GÜNEŞ Etik Kurul Üyesi	KATILMADI
Prof. Dr. Cemşit KARAKURT Etik Kurul Üyesi		Prof. Dr. Yüksel SEÇKİN Etik Kurul Üyesi	
Prof. Dr. Sermin TİMUR TAŞHAN Etik Kurul Üyesi		Prof. Dr. Barış OTLU Etik Kurul Üyesi	KATILMADI