

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TABAN ÖZELLİKLERİNE SAHİP BRAKETLERİN  
BAĞLANMA DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. İpek CEYLAN AK**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMANI**

**Yrd. Doç. Dr. Oruç Yener ÇAM**

**ADANA-2017**

T.C.  
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TABAN ÖZELLİKLERİNE SAHİP BRAKETLERİN  
BAĞLANMA DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. İpek CEYLAN AK**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMANI**

**Yrd. Doç. Dr. Oruç Yener ÇAM**

**Bu tez Çukurova Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından  
TDH-2016-5731 no'lu proje olarak desteklenmiştir.**

**ADANA-2017**

## KABUL VE ONAY

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan  
“FARKLI TABAN ÖZELLİKLERİNE SAHİP BRACKETLERİN BAĞLANMA  
DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ ”

adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 26 / 10 / 2017

### TEZ SINAV JÜRİSİ

Yrd. Doç. Dr. Oruç Yener ÇAM

Çukurova Üniversitesi

Başkan



Prof. Dr. Mustafa Serdar TOROĞLU

Çukurova Üniversitesi

Üye



Doç. Dr. Belma IŞIK ASLAN

Gazi Üniversitesi

Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 01 / 11 / 2017 tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir. 42-2

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yürütmemde bana destek olan, yol gösteren tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Oruç Yener ÇAM'a, uzmanlık eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Ç.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı ve Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Serdar TOROĞLU'na, Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Sayın Doç. Dr. Aslıhan UZEL'e, Doç. Dr. Funda KADIOĞLU'na, Yrd. Doç. Dr. Ayça ÜSTDAL GÜNEY'e, çalışmamda laboratuvar yardımı sağlayan Sayın Prof. Dr. Mehmet KÜRKÇÜ'ye, Doç. Dr. Yurdanur UÇAR'a, ve laboratuvar personeline; gerek klinik gerek sosyal yaşantımda yanımda olan sevgili arkadaşım Uzm. Dt. Kevser YEŞİLKAYA'ya, çalışmamda kullandığım dişlerin toplanmasında yardımcı olan tüm asistan arkadaşlarıma ve Ortodonti Anabilim dalı personeline;

Hayatımın her döneminde bana destek olan, bugünlere gelmemi sağlayan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim biricik aileme;

Çalışma süresince tüm zorlukları benimle birlikte göğüsleyen, desteğini her zaman arkamda hissettiğim, hayat arkadaşım, değerli eşim Ahmet AK'a

teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimi hayatıma renk katan, yaşama sevincim olan, bu hayattaki en büyük şansım minik kızım Yağmur'a ithaf ediyorum.

İpek CEYLAN AK

Adana 2017

# İÇİNDEKİLER

<b>KABUL VE ONAY</b>	ii
<b>TEŞEKKÜR</b>	iii
<b>İÇİNDEKİLER DİZİNİ</b>	iv
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	viii
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b>	ix
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b>	x
<b>ÖZET</b>	xi
<b>ABSTRACT</b>	xii
<b>1.GİRİŞ</b>	1
<b>2.GENEL BİLGİLER</b>	4
2.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	5
2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi ve Nem Kontrolü	5
2.1.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	6
2.1.2.1. Asitle Dağlayarak Pürüzlendirme	6
2.1.2.2. Lazer ile Pürüzlendirme	7
2.1.2.3. Kuşlama ile Pürüzlendirme	7
2.1.2.4. Kristalize Yüzey Pürüzlendirmesi	8
2.1.2.5. Kendinden Asitli Primer ile Pürüzlendirme	8
2.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülenmesi	9
2.2. Mine Yüzeyine Braketin Direkt Yapıştırılması	9
2.2.1. Yapıştırıcı Materyaller	11

2.2.1.1. Çinko-fosfat Simanlar	11
2.2.1.2. Polikarboksilat Simanlar	11
2.2.1.3. Cam İyonomer Simanlar	12
2.2.1.4. Hibrit İyonomer Simanlar	12
2.2.1.5. Rezin Simanlar	13
2.2.2. Işık Kaynakları	16
2.2.2.1. Halojen Işık Kaynakları	16
2.2.2.2. Plazma Ark Işık Kaynakları	17
2.2.2.3. LED Işık Kaynakları	18
2.2.2.4. Argon Lazerler	18
2.2.3. Braket Çeşitleri	19
2.2.3.1. Metal Braketler	20
2.2.3.2. Plastik Braketler	25
2.2.3.3. Seramik Braketler	25
2.3. Kopan Metal Braketin Mine Yüzeyine Yeniden Yapıştırılması	27
2.3.1. Mine Yüzeyinden Artık Adezivin Temizlenmesi	27
2.3.1.1. El Aletleri	27
2.3.1.1.1. Küret	27
2.3.1.1.2. Yapıştırıcı Artıklarını Uzaklaştırma Pensi (Bond Remover Pensi)	27
2.3.1.2. Ultrasonik Temizleyici	28
2.3.1.3. Kuşlama ile Hava Abrazyonu	28
2.3.1.3.1. Alüminyum Oksit Hava Abrazyonu	28
2.3.1.3.2. Bioaktif Cam-Hava Abrazyonu	28

2.3.1.4. Döner Aletler	29
2.3.1.4.1. Paslanmaz Çelik Frez	29
2.3.1.4.2. Tungsten Karbid Frez (TC Frez)	29
2.3.1.4.3. Elmas Frez	30
2.3.1.4.4. Güçlendirilmiş Kompozit Frez	31
2.3.1.4.5. Diskler	31
2.3.1.4.6. Abraziv Lastikler	32
2.3.2. Braket Tabanının Temizlenmesi	33
2.3.2.1. Yapıştırıcı Artıklarının Yakılarak Temizlenmesi	33
2.3.2.2. Kimyasal Çözücülerin Kullanılması	34
2.3.2.3. Kumlama ile Hava Abrazyonu	35
2.3.2.4. Döner Aletlerle Mölleme	36
2.3.2.5. Lazer	36
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>38</b>
3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler	38
3.1.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması	38
3.2. Çalışmada Kullanılan Braketler	39
3.3. Braketlerin Diş Yüzeyine Birinci Kez Yapıştırılması	40
3.4. Sıyırma Testi Uygulanarak Braketlerin Koparılması	42
3.5. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması	43
3.6. Yapıştırıcı Artıklarının Diş Yüzeyinden Temizlenmesi	44
3.7. Braket tabanının Kumlanması	44

3.8. Kopan Braketlerin Temizlenen Diş Yüzeyine İkinci Kez Yapıştırılması ve Sıyırma Testinin Yeniden Uygulanması	45
3.9. İstatiksel Değerlendirme	45
<b>4. BULGULAR</b>	47
4.1. Sıyırma Deneyleri Sonucunda Elde Edilen Bağlanma Dayanımı Bulguları	47
4.2. Sıyırma Deneyleri Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Miktarları ile İlgili Bulgular	58
<b>5. TARTIŞMA</b>	61
5.1. Kullanılan Gereç ve Yöntem ile Elde Edilen Bulguların Tartışması	61
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER</b>	76
6.1. Sonuçlar	76
6.2. Öneriler	77
<b>KAYNAKLAR</b>	78
<b>ETİK KURUL ONAYI</b>	89
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	90



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No:	Sayfa No:
Şekil 1. Plastik borulara alçı doldurularak gömülen ve braketini yapıştırılan diş örneği	39
Şekil 2. Çalışmamızda kullanılan braketlerin stereomikroskop altındaki taban görünümleri (A: Gemini, B: Sprint, C: Discovery)	39
Şekil 3. Diş yüzeylerinin temizlemede kullanılan florid içermeyen polisaj patı	40
Şekil 4. Braketleri yapıştırmada kullanılan % 37'lik ortofosforik asit	41
Şekil 5. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adeziv primer ve pasta seti	41
Şekil 6. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı	42
Şekil 7. Braketlerin kopartılmasında kullanılan Testometric cihazı	43
Şekil 8. Braket tabanlarını kumlamada kullanılan kumlama cihazı	44
Şekil 9. Çalışmamızda kullanılan braketlerin kumlama sonrası stereomikroskop altındaki taban görünümleri (A: Gemini, B: Sprint, C: Discovery)	45
Şekil 10. Braket tabanlarının görüntülenmesinde kullanılan Olympus marka SZ61 model stereomikroskop	45
Şekil 11. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımlarının grafiksel gösterimi	57
Şekil 12. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa)	57
Şekil 13. Tüm gruplardaki 1. sıyırma testi sonrası ARI skorları dağılımı	59
Şekil 14. Tüm gruplardaki 2. sıyırma testi sonrası ARI skorları dağılımı	59

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge No:	Sayfa No:
Çizelge 1. Discovery alt (DA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	47
Çizelge 2. Discovery üst (DÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	48
Çizelge 3. Gemini alt (GA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	49
Çizelge 4. Gemini üst (GÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	50
Çizelge 5. Sprint alt (SA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	51
Çizelge 6. Sprint üst (SÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları	52
Çizelge 7. Orjinal halde yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (1.test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	52
Çizelge 8. Kumlanarak yeniden yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (2.test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	53
Çizelge 9. Braket gruplarının 1. sıyırma testi sonrası çoklu karşılaştırmaları	55
Çizelge 10. Braket gruplarının 2. sıyırma testi sonrası çoklu karşılaştırmaları	56
Çizelge 11. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı ortalamalarının farkı ve istatistiksel anlamı	58
Çizelge 12. Tüm gruptaki 1.sıyırma testi sonrası sayısal ve yüzde olarak ARI skorları dağılımı	60
Çizelge 13. Tüm gruptaki 2.sıyırma testi sonrası sayısal ve yüzde olarak ARI skorları dağılımı	60

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	:Alüminyum oksit
<b>ARI</b>	:Adhesive remnant index (Artık yapıştırıcı indeksi)
<b>Bis-GMA</b>	:Bisphenol A Glycidyl Methakrylate
<b>CIS</b>	:Cam iyonomer siman
<b>Gr</b>	:Gram
<b>LED</b>	:Light emitting diode
<b>MIM</b>	:Metal injection molding (Enjeksiyonla metal dökümü)
<b>mm<sup>2</sup></b>	:Milimetrekaare
<b>MPa</b>	:Megapaskal
<b>Nm</b>	:Nanometre
<b>P</b>	:İstatistiksel anlamlılık düzeyi
<b>SBS</b>	:Shear bond strength (Sıyırma bağlanma dayanımı testi)
<b>SEM</b>	:Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
<b>SS</b>	:Standart sapma
<b>TC Frez</b>	:Tungsten karbid frez
<b>%</b>	:Yüzde
<b>µm</b>	:Mikrometre
<b>W</b>	:Watt
<b>°C</b>	:Santigrat derece

## ÖZET

### Farklı Taban Özelliklerine Sahip Braketlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı farklı taban özelliklerine sahip üç metal braketin (tek kat mikroetched mesh tabana sahip Gemini, tabanı lazerle şekillendirilmiş Discovery, metalik girinti çıkıntılara sahip integral taban yapısındaki Sprint) orjinal halde ve yeniden kazanım sonrası tekrar yapıştırıldıklarında sıyırma testlerine karşı mine yüzeyine bağlanma dayanımlarını ve kopma sonrası artık yapıştırıcı miktarlarını karşılaştırarak değerlendirmektir.

Bu araştırmada ortodontik amaçlarla çekilmiş 120 adet insan üst ve alt küçük azı dişi kullanılmıştır. Üç farklı braket tipi için alt-üst ayrımı da yapılarak 20'şer adet dişten oluşan altı grup oluşturulmuştur. Dişler yapıştırma işleminden bir hafta öncesine kadar % 0,1'lik timol solüsyonunda, son bir hafta distile su içinde saklanmıştır. Yapıştırma amacıyla Transbond XT kullanılarak diş üzerine braket yerleştirilmesi sonrasında LED ışık kaynağı ile 20 sn ışık uygulanmıştır. Yapıştırma sonrasında 24 saat 37 °C distile su içinde bekletilmiş örneklere okluzogingival yönde dakikada 1 mm crosshead hızıyla sıyırma testleri uygulanmıştır. Test sonrası diş yüzeyinde kalan artık adeziv miktarları ARI sistemiyle skorlanmıştır. Kopan braketlerin yeniden kullanılabilmesi için tabanına 90 µm'luk alüminyum oksit partikülleri püskürtülerek kumlama işlemi yapılmıştır. Dişlerin yüzeyi temizliğinde tungsten karbid frezler kullanılmış ve gözle görünen adeziv kalıntıları kaybolana kadar işleme devam edilmiştir. Temizlenen braketler koparıldıkları aynı diş üzerine yeniden yapıştırılmış, bağlanma dayanımları ve kopma bölgeleri tekrar değerlendirilmiştir. Elde edilen bağlanma değerlerinin gruplar arasındaki karşılaştırmasında Kruskal Wallis ve Tamhane Post Hoc analizleri kullanılmıştır. Tüm çalışma gruplarında birinci ve ikinci sıyırma bağlanma değerleri Mann-Whitney U ve bağımsız gruplarda t-testi ile karşılaştırılmıştır. Testler sonrasında belirlenmiş olan ARI skoru dağılımları, Ki Kare testi ile değerlendirilmiştir. Tüm grupların bağlanma dayanımı ortalamaları ortodontide istenen değerlerin üstünde çıkmıştır. Orjinal braket gruplarında en yüksek bağlanma değerini Discovery üst braketleri, en düşük bağlanma değerini ise Gemini alt braketleri vermiştir. Discovery braketler kumlama sonrası ikinci kez yapıştırıldığında ilk kez yapıştırmayla kıyaslandığında sıyırma bağlanma değerleri belirgin şekilde azalma göstermiştir. Ancak kumlama işlemi diğer braket gruplarının bağlanma değerlerini anlamlı şekilde etkilememiştir.

Sonuç olarak; bu taban yapılarının klinik ortamda değerlendirilmeleri, kumlamanın farklı taban yapılarına olan etkilerini değerlendiren daha fazla çalışma yapılması ve yapıştırmaya yönelik planlanan çalışmalar için belli bir standardizasyonun geliştirilmesi faydalı olacaktır.

**Anahtar Kelimeler:** Braket taban tasarımı, Sıyırma bağlanma dayanımı, Kumlama, Tekrar yapıştırma

## ABSTRACT

### Evaluation Of In Vitro The Shear Bond Strength Of Brackets With Different Base Designs

The purpose of this study is to compare the shear bond strengths of three original and recycled brackets with different base designs (Sprint with integral base, Gemini with single mesh base, Discovery with laser structured base) and their bond failure sites after shearing tests.

Upper and lower 120 human premolar teeth extracted for orthodontic purposes were evaluated in this study. For the three different bracket types, six groups each consisting 20 teeth were formed by distinguishing the upper and lower premolar. Teeth were kept in 0,1% thymol solution and teeth were held in distilled water, one week prior to bonding. Transbond XT was used as bonding agent and curing time was set as 20 seconds with light cure for brackets. After the bonding procedure, samples were kept in distilled water at 37 °C for 24 hours. Shear bond strength (SBS) was tested using a universal testing machine at a crosshead speed of 1 mm/minute in the occlusogingival direction. Residual adhesive amounts on the tooth surface after the shearing tests were scored by the ARI system. Debonded brackets were sandblasted with 90 micron aluminum oxide particules until all the composit resin was removed from bracket base in order to reuse. Adhesive remnants were cleaned of using tungsten carbide burs, from debonded teeth enamel surfaces . Adhesive removal was considered complete when all visible residues were removed. Then, the sandblasted brackets were rebonded onto the same tooth, shear bond strengths and bond failure sites were evaluated again. For evaluation of the data, the descriptive statistical methods were used, Kruskal Wallis and Tamhane Post Hoc analyzes were used to compare mean shear bond strengths of all groups. The first and second shear bond strength values of all study groups were compared with Mann-Whitney U and t-test in independent groups. ARI scores were compared with Chi-Square test. For all bracket groups, mean values of bond strength were found higher than the minimum suggested orthodontic bond strength. The comparison of original bracket groups revealed higher bond strength for Discovery upper brackets and lower bond strength for Gemini lower brackets. The comparison of the original and rebonded shear bond strengths showed that Discovery brackets had significantly lower mean shear bond strengths than they were originally bonded. However, shear bond strengths of the other bracket groups were not significantly effected with sandblasting.

In conclusion, it will be beneficial if different bracket base designs evaluate in clinical conditions. Besides further investigations are needed to determine the effects of sandblasting on these base structures. Standardization in bonding procedures should be developed in order to compare researches.

**Key words:** Bracket base design, Shear bond strength, Sandblasting, Rebonding

# 1.GİRİŞ

Tıp bilimi, özellikle 20. yüzyılın son yarısı ve günümüz itibari ile endüstriyel teknolojinin gelişmesiyle sunulan yeni malzemeler ve bu malzemelerin kullanıldığı farklı teknikler sayesinde her geçen gün kendini yenilemektedir.

Hekimlerin gelişen teknolojiyi çok yakından takip edip, biyolojik yararlılık ilkesini en iyi şekilde değerlendirip, oluşabilecek zararları en aza indirerek hastalarına konforlu, güvenilir ve en iyi tedavi hizmetini sunma sorumluluğu bulunmaktadır.

Ortodontide uygulanan tedavi protokollerinin büyük bir kısmını sabit tedaviler oluşturmaktadır. Sabit ortodontik mekaniklerle dişlerde hassas hareketler elde edilerek geçerli bir okluzyonun sağlanmasının yanında, fonksiyon, fonasyon ve estetiğin sağlanması da mümkündür.

Sabit ortodontik tedavilerde istenilen diş hareketleri, dişlerin üzerine yapıştırılan ataşmanların üzerlerine bağlanan çeşitli mekaniklerin oluşturduğu kuvvetlerin diş köklerine intikali ile gerçekleşir.

Sabit ortodontik tedavilerde tüm dişlerin bantlanması ile oluşturulan mekaniklerin meydana getirdiği olumsuzluklar, hastalar ve hekimler için can sıkıcı olmuştur. Hastaların oral hijyenlerini tam olarak sağlayamaması, yumuşak doku irritasyonlarının fazla olması, dişlerin bantlanmadan önce separasyon işlemine ihtiyaç olması, tedavi sonrası bant boşluklarının kalması ve tedavinin bitiminden sonra daha rahat farkedilen demineralize mine yüzeylerinin bulunması, estetik olmayan görüntüsü ve hekimin hasta başında çok fazla zaman kaybetmesi bantlama yönteminin dezavantajları arasında sayılmaktadır<sup>1</sup>.

Modern sabit mekanikler 1955'de Buonocore tarafından minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi sonucu braketlerin bantlar olmaksızın diş yüzeylerine yapıştırılması ile gelişmeye başlamıştır<sup>2</sup>.

İlk olarak Newman 1965 yılında, epoksi adeziv kullanarak braketleri dişlerin üzerine direkt yapıştırmış ve bu araştırma klinik ortodontik uygulamalarda çığır açmıştır<sup>3</sup>.

Mitchell, 1967 yılında, yaptığı tedavilerde retantif tabanlı metal braket kullandığını bildirmiştir. Bu uygulama sabit ortodontik tedavilerde kullanılan bantlama yönteminin dezavantajlarını önemli ölçüde azaltmıştır<sup>4</sup>.

Asit ile pürüzlendirme yönteminin ve yapıştırıcı sistemlerin geliştirilmesi ile sabit ortodontik tedavilerde bantlama gereksiz braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılması mümkün olmuştur. Daha estetik ve hijyenik olan bu uygulamalar, hem

hastaları, hem de kullanım kolaylığı ve tedavi zamanının kısalması gibi avantajları ile hekimleri oldukça memnun etmiştir. Tüm bu avantajlarının yanında, yapıştırma sırasında ve sonrasında problem yaşamamak için yapıştırma tekniklerinin her aşaması dikkatlice uygulanmalıdır.

Doğrudan mine yüzeyine yapıştırma ile uygulanan sabit tedavi sırasında braketlerin seans aralarında diş yüzeyinden ayrılması sıklıkla karşılaşılan bir problemdir. Elekdağ Türk ve ark., Sunna ve Rock yaptıkları araştırmalarda, seans aralarında gerçekleşen braket kopmalarının görülme olasılığının % 0,6 -% 6,6 arasında değiştiğini bildirmişlerdir<sup>5,6</sup>. Braket kopması; tedavi süresinin uzamasına, ilave materyal gereksinimine ve hasta ziyaretlerinin artmasına neden olabilmektedir. Sabit ortodontik tedavi sırasında istenmeyen braket kopmaları, mine yüzey özelliklerine, kullanılan braket çeşitlerine, hekimin uyguladığı tekniğe ve hastanın davranışlarına bağlı olabilmektedir<sup>2</sup>.

Uzun süren ortodontik tedavi boyunca braketlerin diş yüzeyine sıkı bir şekilde bağlanması isteniyor olsa da, tedavi sonunda braketlerin sökümü ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında diş minesinin korunması da önemlidir.

Dişler üzerine doğrudan yapıştırma tekniğini değerlendiren çalışmaların çoğunun amacı, braketlerin ortodontik kuvvet ve çiğneme basınçlarına karşı bağlanma dayanımlarını artırırken hastaya tedavi sırasında ve söküm aşamasında en az zararı verecek kombinasyonları belirlemektir. Bu kombinasyonların ana bileşenleri şöyle sıralanabilir:

- Diş yüzeyinin hazırlanma yöntemleri
- Kullanılan yapıştırıcıların dayanıklılık özellikleri
- Braket tabanlarının tasarımı

Daha estetik metal braketlere talebin artması, braketlerin boyutlarında ve taban alanlarında azalmaya neden olmuştur. Braket kaidesinin daha küçük tutucu alanı farklı braket taban tasarımlarının kullanılmasına önderlik etmiştir. Braket taban tasarımlarıyla ilgili yapılmış pek çok çalışmada; braket taban yüzeyinin büyüklüğünden ziyade, taban tasarımlarının bağlanma dayanımını değiştirdiği ve braket kopmalarının çoğunlukla yapıştırıcı ile braket tabanı arasından gerçekleştiği gösterilmiştir<sup>7,8,9</sup>. Braket ile yapıştırıcı arasındaki bağlanma dayanımının yetersiz olması; tedavi sürecinin aksamasına ve yapıştırıcının temizlenmesi sırasında diş minesinde oluşabilecek yan etkilerde artışa neden olabilmektedir. Tüm bunlara dayanarak; gelişmiş taban tasarımlarının karşılaştırılması, tedavi sırasında oluşan braket kopmalarının azaltılması gerekmektedir<sup>10</sup>.

Çalışmamızın amacı, sabit ortodontik tedavilerin en önemli araçlarından biri olan braketlerin farklı taban özelliklerine sahip üç çeşidinin, çekilmiş dişler üzerine firmalardan

gönderildiği gibi doğrudan (orjinal halde) ve koparıldıktan sonra kumlama yöntemiyle temizlenerek tekrar yapıştırıldıklarında sıyırma testlerine karşı mine yüzeyine bağlanma dayanımlarını ve kopma sonrası artık yapıştırıcı miktarlarını karşılaştırarak değerlendirmektir.

Bu amaçla oluşturduğumuz H<sub>1</sub> hipotezimiz; farklı taban özelliklerine sahip braketlerin koparıldıktan sonra kumlama ile tabanı temizlenerek aynı diş üzerine yeniden yapıştırıldıklarında bağlanma dayanımlarının azalarak değişeceği yönündedir.





## 2. GENEL BİLGİLER

Modern ortodontik tedavi uygulamalarında en sık kullanılan yöntem dişlere sabit ataşmanlar ile kuvvet iletilmesidir. 1980'lere kadar bantlar olmaksızın ataşmanların dişlere doğrudan yapıştırılması, yani direkt yapıştırma tekniği rutin olarak klinik uygulamalarda yer almamıştır. Diş yüzeyinde asit kullanılarak ataşmanların bantlar olmaksızın yapıştırılabilmesi sayesinde yapıştırıcı ve braket sistemleri hızla gelişme göstermiş ve bu uygulama günümüzde kullanılan en yaygın yöntem olmuştur<sup>11,12</sup>.

Ortodonti literatüründe bonding olarak adlandırılan yapıştırma işlemi; dişin mine yüzeyinde yapılan bir takım işlemlerin ardından oluşan düzensiz alan içerisine ve ortodontik ataşmanın tabanında bulunan mekanik girintilere yapıştırıcı materyalin mekanik olarak kilitlemesidir. Dolayısıyla ortodontide başarılı bir yapıştırma için sistemin üç bileşenine dikkatli yaklaşmak gereklidir. Bunlar; diş yüzeyi ve pürüzlendirilmesi, ataşman tabanının tasarımı ve yapıştırıcı materyalin kendisidir<sup>13</sup>.

Sabit mekaniklerin ilk uygulamalarında kullanılan multibant sistemi ile kıyaslandığında ataşmanların direkt olarak dişe yapıştırılmasının çok sayıda avantajı vardır. Bantlarda olduğu gibi ara yüzeylere temas yoktur, bu nedenle separasyon gerektirmez ve hastaya acı vermez. Ayrıca daha az plak birikimi, daha az dişeti iltihabı ve ara yüzlerde daha az dişeti ataşmanı kaybına yol açar. Braketlerin yapıştırılması ve çıkarılması bantlardan daha kolaydır, daha estetik ve temizlik daha kolay sağlanabilir. Bu şekilde tedavi sırasında ara yüzeylere ulaşma olanağı sağlandığı için diş boyutu problemleri mineden aşındırma yapılarak giderilebilir. Bantlanması mümkün olmayan kısmen sürmüş veya travma ile kırılmış dişlere tedavinin erken dönemlerinde kuvvet uygulanması mümkün olabilir. Gevşemiş bantlar altında çürük oluşma riski ortadan kaldırılır, ara yüz çürükleri tespit edilip tedavi edilebilir ve kompozit restorasyonlar için ara yüzeylere ulaşılabilir. Braketlerin direkt olarak diş yüzeylerine yapıştırılması ile tedavi sonunda bant boşluklarını kapatma ihtiyacı ortadan kalkar<sup>13,14</sup>.

Ataşmanların diş üzerine yapıştırılma yöntemi, ortodontik kuvvetlerin iletimine izin vermeli ve bu ataşmanlar çiğneme yüklerine maruz kaldığında yeterince dayanıklı olmalıdır. Bunlara ilaveten; estetik ve hijyenik olmalı, tedavi sonunda kolayca çıkartılmalı ve uygulama ile çıkarma sırasında sert ve yumuşak dokularda hasara neden olmamalıdır<sup>15</sup>.

Ortodontik ataşmanların mineye adezyonu, yerleştirme yöntemi açısından direkt bonding (doğrudan yapıştırma) ve indirekt bonding (dolaylı yapıştırma) olarak ikiye ayrılmaktadır. Kullanılan yöntem farklı olsa da, yapıştırma işleminin uygulanması prensipte

aynıdır. Mine yüzeyinin temizlenmesi, pürüzlendirilmesi, örtülenmesi ve braketin mine yüzeyine yapıştırılması aşamalarını içermektedir.

## **2.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması**

### **2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi ve Nem Kontrolü**

Mine yüzeyi pürüzlendirilmeden önce dişlerin temizlenmesi normalde tüm dişleri kaplayan plak ve organik artıkları uzaklaştırmak ve maksimum bağlanma direnci sağlamak için gereklidir. Bu işlem pelikülü diş yüzeyinden uzaklaştırır ve pürüzlendirme sırasında mine yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır<sup>16</sup>. Minenin temizliğinin polisaj lastiği veya fırça yardımı ve pomza aracılığı ile yavaş dönen turlu el aletiyle yapılması önerilmektedir. Pomza uygulaması hafif kuvvetlerle yapılmalı, dişetin kanamasına neden olmaktan kaçınılmalıdır. Bu işlem nem kontrolü sağlanmadan önce yapılmalıdır, böylece hastanın işlemden sonra ağzını çalkalamasına izin verilebilir<sup>17</sup>.

Başarılı ortodontik yapıştırma için mine yüzeyi hazırlanırken uygun şekilde izolasyon ve nem kontrolü gereklidir. Yüzeylerin nem ve tükürük temasından korunması amacıyla yanak ve dudak retraktörleri, dili uzaklaştırarak kapanışı açan tükürük emiciler, pamuk rulolar ve tükürük salgısını azaltan ajanlar tercih edilebilmektedir. Kullanılan yardımcı aygıtlar sürekli gelişmekte ve yenilenmektedir; hekim hangi yöntemin en iyisi olduğuna kullanarak kendisi karar vermelidir. Tükürük akışını azaltan tablet veya enjekte edilebilen solüsyon şeklinde farklı preparatlar (atropin sülfat, methantelin bromid, propantelin bromid gibi) mevcuttur. Ortodonti hastalarının çoğunda bu tarz ajanların kullanılmasına gerek yoktur, ancak ihtiyaç olduğunda yapıştırma yapılmasından 15 dakika önce methantelin tablet alınması yeterli sonucu verir<sup>14</sup>.

Yapıştırma işlemi öncesi diş yüzeyinin temizlenmesinin tutuculuğu arttırdığı düşüncesi ilk olarak Miura ve ark. tarafından ortaya atılmıştır<sup>18</sup>. Main ve ark., asitleme öncesi temizlik yapılmış ve yapılmamış dişleri karşılaştırmışlar ve yalnız başına asitlemenin organik artıkları uzaklaştırmaya yeterli olmadığını rapor etmişlerdir<sup>19</sup>. Reisner ve ark., dişlerin bukkal yüzeylerinin tungsten karbid frezler kullanılarak düşük devirde temizlenmesinin bağlanma dayanımı açısından pomza uygulamasına oranla daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koymuştur<sup>20</sup>.

Literatürde son yıllarda yer alan in vitro yapıştırma çalışmalarının büyük çoğunluğunda florsuz pomza ile diş yüzeyinin 10 saniye lastiklenmesi tercih edilmiştir<sup>21,22</sup>. İn vivo çalışmalarda ise yapıştırma işlemi öncesinde pomza uygulanmasının bağlanma dayanımına etkisinin olmadığı belirtilmiş, uygulama zamanını artırması, hastaya ek rahatsızlık vermesi,

mine yüzeyinde çiziklere ve gereksiz madde kaybına neden olması gibi olumsuz yönleri vurgulanmıştır<sup>23,24</sup>.

### **2.1.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi**

Minenin pürüzlendirilme işleminde amaç, yüzey alanını arttırmak, retantif bölgeler elde etmek ve düşük yüzey enerjili hidrofobik mine yüzeyinin yüksek enerjili hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlamaktır. Mine yüzeyini pürüzlendirmek için mineye asit uygulanması, alüminyum oksit tozlarının püskürtülmesi, lazer uygulamaları, kristalize yüzey oluşturulması ya da kendinden asitli primer kullanılması gibi birçok yöntem önerilmiştir<sup>25</sup>.

#### **2.1.2.1. Asitle dağlayarak pürüzlendirme**

Minenin adezivlerle olan bağlanma dayanımını arttırmak için asit kullanımı, ilk olarak Buonocore tarafından diş hekimliği literatürüne kazandırılmıştır<sup>2</sup>. Minenin asitlenmesi mine prizmaları ve interprizmatik alanlarda farklı oranlarda çözünmeye neden olarak mine yapısında mikro poroziteye neden olur ve yüzey gerilimini düşürür. Yüzeğe uygulanan asit mine prizmaları arasında kalsiyum monofosfat ve kalsiyum sülfat oluşumuna neden olur. Yüzeyin yıkanması ile bu artık ürünler temizlenir ve mine prizmalarında mikro delikler açığa çıkar. Böylelikle yapıştırıcı reçineler oluşan boşluklara penetre olur ve pürüzlendirilmiş mine prizmaları arasında tutunur<sup>26</sup>. Asit mine yüzeyinde farklı derinlikte penetrasyon gösterirken mikroskobik olarak 100-200 µm'lik (mikrometre) katmanda değişimler gözlenir. Buna karşın irreversibl mine kaybı 5-50 µm arasında değişkenlik gösterir. Hava spreği ile yapılan kurutma sonrası asitlenen alan tebeşirimsi beyaz bir görünüme kavuşur<sup>27,28</sup>.

Pürüzlendirilmiş mine yüzeyi sayesinde adeziv materyalin bağlanma dayanımının artması istense de, braketlerin çıkartılma işlemi sırasında minede kırılma olmayacak düzeyde bir tutunma daha önemlidir. Ağız içi fizyolojik hareketlere bağlı olarak sabit ataşmanların dayanması gerekli görülen bağlanma kuvveti literatürde 6-8 MPa (Megapaskal) olarak bildirilmiştir<sup>29</sup>.

Asit uygulamasından sonra mine yüzeyinde ortaya çıkan değişiklikler asidin türüne, yoğunluğuna ve uygulanma süresine bağlıdır<sup>30</sup>.

Adezivlerin mine dokusuna bağlanmasını arttıran asitleme ve benzeri uygulamalarla ilgili pek çok çalışma yapılmıştır. Tüm bu çalışmaların ışığında, daimi dişlerin asitle dağlanmasında her bakımdan en uygun yaklaşım % 30-% 40 aralığında konsantrasyona sahip jel formdaki fosforik asidin 15-30 saniye süreyle uygulanmasıdır. Diş üzerine uygulanırken istenmeyen yerlere dağılmaması ve yıkamayla kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi, jel formunun

likit forma tercih edilmesinin en önemli nedenleridir. Süt dişlerinde asitle dağlama gerekli olduğunda ise, en dıştaki prizmatik mineyi kaldırmak için 3 saniye 50 µm boyutlu alüminyum oksit partikülleriyle kumlama yapıldıktan sonra 30 saniye süreyle % 35'lik fosforik asit uygulaması yeterli bağlanma dayanımını sağlamaktadır<sup>13,31</sup>.

Minenin asitle dağlanması çoğu klinisyen tarafından rutin bir teknik olarak kullanılırken, bu uygulamanın bazı iyatrojenik etkilerinden de bahsetmekte fayda vardır. Mineye asit uygulanması, 10-20 µm'lik mineyi yüzeyden uzaklaştırarak, lekelenmelere karşı retansiyon sağlayacak pürüzlü alanların oluşmasına neden olur. Ataşmanların çıkartılmasında çok dikkatli davranılsa bile küçük mine kırıkları veya çatlakları olma ihtimali vardır. Söküm sırasında ayrıca 6-50 µm derinliğinde bir mine kaybı da olabilmektedir. Braketlerin çıkartılması sonrasında mine aralıklarında kalan rezin parçacıkları nedeniyle zamanla renklenme alanları oluşabilmektedir<sup>32</sup>.

### **2.1.2.2. Lazer ile pürüzlendirme**

Lazer enerjisinin uygulanması, mine yüzeyinde lokalize ısı artışına bağlı değişikliklere neden olur. Uygulanan lazer ışınının tipine ve foton enerjisine bağlı olarak yarattığı etki değişkenlik gösterir. Lazer mine yüzeyinde hidroksiapatit matriksi etkileyip suyun buharlaşmasına ve ablyasyon denen mikro patlamalara neden olarak 10-20 µm derinlikte pürüzlenme oluşturur<sup>33</sup>. Lazerin asit uygulamasına benzer pürüzlenme oluşturan farklı tipte uygulamaları ve oluşturduğu bağlanma kuvvetleri incelenmiş, pulpa dokusuna yaptığı ısı etkisi ve bağlanma kuvveti açısından pürüzlendirmede kullanılabilir bir seçenek olduğu konusunda görüş birliği sağlanamamıştır. Ancak etki ettiği bölgeye komşu mine dokusunda demineralizasyona daha dirençli alanlar oluşturması ve devamlı gelişen teknolojisi sert dokularda kullanılmaya aday bir alternatif olmasını sağlamaktadır<sup>34,35</sup>.

Lazerle pürüzlendirme, geleneksel asitle pürüzlendirme yöntemine göre daha hızlı, kullanışlı, hijyenik ve pratik bulunmuştur. Fakat dental lazer sistemleri, çok pahalıdır ve avantajlarına rağmen lazer kullanımı günümüzde yaygınlaşmamıştır<sup>36,37</sup>.

### **2.1.2.3. Kumlama ile pürüzlendirme**

Mikro pürüzlendirme olarak da adlandırılan hava abrazyonu, yüksek hava basıncı ile diş yüzeyine 50-90 µm büyüklüğündeki alüminyum oksit partiküllerinin püskürtülmesi işlemidir<sup>38</sup>. Diş yüzeyine hızla çarpan alüminyum oksit parçacıkları yarattıkları aşınma etkisi ile bir miktar mine kaybına ve pürüzlenmeye neden olur. Bu esnada oluşan mine kaybı miktarının fosforik asit uygulamasına eşit veya daha az olduğu rapor edilmiştir<sup>39,40</sup>. Mine

yüzeyinde mikro pürüzlendirme sonrası oluşan bağlanma kuvveti fosforik aside oranla %50 seviyesinde kalmaktadır. Bu nedenle daha çok amalgam gibi metal yüzeylere bağlanma istendiği zaman veya lingual sabit pekiştirici telin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Hava ile abrazyon, asitle dağlama öncesinde dişleri pomzalamaya alternatif olarak da uygulanabilir<sup>20,41</sup>.

#### **2.1.2.4. Kristalize yüzey pürüzlendirmesi**

Adeziv materyalin diş yüzeyine yapışması için mineyi fosforik asitle dağlamaya alternatif bir diğer yöntem de mine yüzeyinde kristaller oluşturmaktır. Kristal pürüzlendirme olarak adlandırılan bu yöntemin potansiyel avantajları; braket sökümünün daha kolay yapılması, diş yüzeyinde daha az rezidüel adeziv kalması ve minede daha az hasar oluşmasıdır.

Kristal pürüzlendirme yönteminde, mine yüzeyinde kalsiyum sülfat dihidrat kristalleri oluşturan poliakrilik asit solüsyonunun uygulanması gerekmektedir. Bu kristaller adezive sırayla tutunurlar. Kristal pürüzlendirme geleneksel asitle sağlanan bağlanma dayanıklılığının % 60-80' ini sağlasa da henüz pratik bir teknik değildir<sup>32</sup>.

#### **2.1.2.5. Kendinden asitli primer ile pürüzlendirme**

Kendinden asitli primerler aktif maddesi metakrilat olan, kalsiyumun hidroksi apatitten çözünmesini sağlayan fosforik asit esteridir. Diğer sistemlerden farklı olarak asitleme sonrası açığa çıkan artık madde bu sistemde yıkanmaz, yüzeyde kompleks hibrit bir tabaka oluşturarak polimerize olur. Yüzeyin pürüzlmesi ve primerin prizmalar arasına penetrasyonu kendiliğinden olur ve penetrasyon derinliğinde fark söz konusu değildir. İki işlemin aynı anda gerçekleşebiliyor olması, hekimin uygulaması ve zaman kazancı açısından olumlu bir sonuçtur<sup>42</sup>.

Ağız içi uygulama sırasında, kendinden asitli primerlerin konvansiyonel asit ile pürüzlendirme uygulamalarına teknik olarak sağladığı bir diğer üstünlük, yüzeyin nem ile kontaminasyonunda daha yüksek bağlanma kuvvetleri oluşturabilmeleridir. Yüzey pürüzlülüğünün derinliği açısından tüm yayınlar fosforik asidin üstünlüğü konusunda birleşirken, kuru ortamda bağlanma kuvveti konusunda kullanılan kendinden asitli primer sistemine bağlı olarak değişen sonuçlar bildirilmiş ve görüş birliği sağlanamamıştır<sup>43,44</sup>.

### 2.1.3. Mine Yüzeyinin Örtülenmesi

Pürüzlendirme sonrası mine yüzeyi yıkanıp kurutulduktan sonra, tebeşirimsi mat beyaz yüzey görüntüsü elde edilir. Bu yüzeye primer, ince bir tabaka halinde sürülür, hava sıkılır ve tabaka iyice inceltir. Primerler, mineyi asit uygulanması sonucu oluşabilecek demineralizasyondan korumak, bağlanma direncini arttırmak, kenar sızıntısını azaltmak, mine yüzeyinin daha iyi ıslanmasını, asitlenen mine yüzeyinin nemden korunmasını sağlamak ve braket kaidesi ile mine yüzeyi arasında kimyasal bir bağlantı kurmak amacıyla kullanılmaktadırlar. Fakat, primerlerin ortodontik tedavide kullanımının gerekli olup olmadığı tartışmalıdır<sup>17,45</sup>.

Primer uygulandıktan sonra nem kontrolü kritik olmaktan çıkmaktadır. Primerin yapıştırıcının ulaşamadığı yerlere akarak dişi çürüğe karşı koruduğu da söylenmektedir, fakat bu konuyla ilgili kesin bir görüş bulunmamaktadır<sup>14</sup>. Çürüğe karşı etkinliğini arttırmak için üretilen flor içerikli primerlerle ilgili daha çok araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır<sup>46</sup>.

Işıkla polimerize olan ve kimyasal olarak polimerize olan primerler olmak üzere iki çeşit primer mevcuttur. Kimyasal olarak polimerize olan primer kullanıldığında, diş yüzeyindeki ince film tabakası polimerizasyon sırasında oksijen inhibisyonuna neden olabilir. Aseton içeren ve ışıkla polimerize olan primer kullanıldığında polimerizasyon problemi ile daha az karşılaşmaktadır. Yapılan bir araştırma ışıkla polimerize olan primerlerin kimyasal olanlara kıyasla braket kenarındaki mineyi lezyonlara karşı koruma yönünden daha etkili olduğunu göstermiştir<sup>14</sup>. Ayrıca neme duyarız, ıslak alanlarda da bağlanabilen hidrofilik primerler ortodonti kliniklerinde kullanıma sunulmuştur. Hasta başında geçen zamanı ve maliyeti azaltmak amacıyla asitleme ve primerleme işlemlerini tek aşamada birleştiren kendinden asitli primerler de kullanılmaktadır<sup>47</sup>.

### 2.2. Mine Yüzeyine Braketin Direkt Yapıştırılması

Günümüzde hekimlerin çoğu braket yapıştırmak için basit ve güvenilir olması nedeniyle direkt yapıştırma tekniğini tercih etmektedir. Direkt yapıştırma herhangi bir laboratuvar işlemine gerek duymadan, ortodontik ataşmanların asit uygulanan dişlere kimyasal veya ışıkla sertleşen kompozitle doğrudan yapıştırılmasını ifade eder. 2002 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılan bir ankete göre ortodontistlerin % 90'ından fazlası rutin olarak direkt tekniği kullanırken, indirekt yapıştırma yapan ortodontistlerin oranı yaklaşık % 10 olarak tespit edilmiştir<sup>48</sup>.

Direkt bonding tekniğinde başlangıç aşamaları olan temizleme, kurutma ve minenin çeşitli ajanlarla muamele edilmesinden sonra, hekim yapıştırma işlemine geçebilir.

Ataşmanların yapıştırılması için kullanılan çok sayıda farklı yapıştırıcı mevcuttur ve her geçen gün yeni materyaller üretilmektedir. Ancak farklı yapıştırıcı tipleri için temel yapıştırma tekniğinde üretici firma talimatlarına göre çok küçük değişiklikler gerekmektedir. Kullanılan sistem ne olursa olsun önerilen braket yapıştırma prosedürü; braketin diş yerleştirilmesi, pozisyonlandırılması, uyumlanması ve fazla yapıştırıcının uzaklaştırılması şeklindedir<sup>49,50</sup>.

Hekim braket tutucu ile braket tutarak tabanına yapıştırıcıyı uygular. Tutunmayı kolaylaştırmak için ataşmanın kaidesinden bir miktar daha fazla yapıştırıcı uygulanır. Hemen sonrasında braket doğru olduğu düşünülen pozisyonda diş yüzeyine yerleştirilir. Braketin mesio-distal ve insizo-gingival olarak doğru konumlandırılması ve dişin uzun eksenine göre uygun şekilde açlandırılması için yerleştirici el aleti kullanılır. Braketin vertikal olarak doğru konumlandırılabilmesi için farklı ölçüm aletleri ve rehber ölçekler mevcuttur. Özellikle rotasyonlu dişlerde braket horizontal yönde konumlandırırken ağız aynası ile kontrol etmek gerekmektedir. Sonra hekim el aleti ile braket tek noktadan temas eder ve diş yüzeyine doğru sıkıca bastırır<sup>51</sup>. Bu şekilde braket tabanına yapıştırıcının yayılması sağlanarak braketin kayması engellenir. Ayrıca braketin çıkarılması sırasında temizlenmesi gereken materyal azaltılır ve bağlanma direnci artırılır. Braket doğru şekilde yerleştirildikten sonra fazlalıklar el aletiyle temizlenir. Bu aşamada çok ufak bir hareket bile yapıştırıcının sertleşmesini kesintiye uğratacağından, braket yerinde tutmak için el aletiyle hiçbir girişimde bulunmamak gerekir. Yeterli bağlanma dayanımı elde etmek için sertleşmenin kesintiye uğratılmaması esastır<sup>50</sup>.

Bir miktar fazla yapıştırıcı boşluk olma ihtimalini azaltır ve braket tabanının tamamen örtülmesini garanti eder. Ancak yapıştırıcının fazlalığı fırçalama veya diğer mekanik kuvvetlerle uzaklaştırılmaz, bu nedenle özellikle dişeti kenarı kısmındaki fazlalıklar materyal sertleşmeden önce el aleti ile veya sertleştikten sonra frezle uzaklaştırılmalıdır. Fazlalıkların temizlenmesinin en önemli nedeni; braket tabanı çevresinde plak birikimini ve dişetin tahriş olmasını engellemek veya en aza indirmektir. Ayrıca fazla yapıştırıcının uzaklaştırılması periodontal hasar ve dekalsifikasyon oluşma olasılığını azaltır. Bunun dışında daha düzgün, temiz bir yüzey elde edilir, böylece fazla yapıştırıcının renklenmesi ile kötü bir görüntü oluşma ihtimali ortadan kaldırılarak daha estetik bir görüntü sağlanır. Her bir ataşman bu şekilde yapıştırıldıktan sonra tek tek kontrol edilerek uygun konumda olmadığı düşünülen braketler pensle çıkarılmalı ve hemen yeniden yapıştırılmalıdır<sup>14</sup>.

### 2.2.1. Yapıştırıcı Materyaller

Diş minesini ve braket arasındaki bağlantının yetersiz olması nedeniyle braketin koparak tedavinin başarısını olumsuz etkilememesi için adeziv sistemlerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar artmıştır. Başarılı bir ortodontik yapıştırıcı, şu özelliklere sahip olmalıdır<sup>13,52</sup>:

- Polimerizasyon sırasında büzülme olmamalıdır.
- Mine yüzeyine penetre olabilecek düzeyde akıcı olmalıdır.
- Yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalıdır.
- Klinik olarak uygulaması kolay olmalıdır.
- Pulpayı, dişetine ve diğer oral dokulara toksik etkisi olmamalıdır.
- Vücut ısısına yakın bir derecede, hızlı bir şekilde reaksiyona girmelidir.
- Isısal genleşme katsayısı, diş yapısının ve braket materyalinin ısısal genleşme katsayısına yakın olmalıdır.
- Uzaklaştırılması, minenin bütünlüğünü etkilemeyecek şekilde olabilmelidir.

#### 2.2.1.1. Çinko-fosfat Simanlar

Çinko-fosfat simanlar yıllarca ortodontide bantların yapıştırılmasında kullanılmıştır. Tozunda % 90 oranında çinko-oksit bulunurken, likiti esas olarak ortofosforik asit (% 38) solüsyonundan oluşur<sup>53</sup>. Florid salmaması, yapıştırılan bantların etrafında demineralizasyon alanlarının oluşmasına sebep olmuştur. Braketlerin doğrudan diş yüzeyine yapıştırılması için yeterli mekanik dayanıklılığa ve adezyona sahip değildir. Klinik olarak çinko-fosfat simanla, cam iyonomer simanın (CİS) bantların yapıştırılmasındaki başarısızlık oranı karşılaştırıldığında; 6 aydan fazla bir sürede çinko-fosfat siman % 29, CİS % 10 başarısızlık göstermiştir<sup>54</sup>.

#### 2.2.1.2. Polikarboksilat Simanlar

Çinko-polikarboksilat simanlar, toz ve likit şeklinde bulunurlar. Tozu esas olarak çinko-oksit ve magnezyum oksit moleküllerinden oluşur, likiti ise % 32-42 oranında poliakrilik asit solüsyonu içerir<sup>53</sup>. Yapısındaki poliakrilik asidin karboksi grubu ile hidroksilapatitin kalsiyumu arasında kimyasal bağlantı kurularak mine yüzeyine tutunmaktadırlar. Polikarboksilat siman gerek diş dokularına gerekse de ortodontik ağıtlara güçlü bir şekilde bağlansa da ağız sıvılarında zamanla erimesi ve bağlantı gücünün zayıflaması gibi dezavantajlarından dolayı ortodontik tedavilerde kısıtlı kullanım alanı bulmuştur<sup>55</sup>.



### 2.2.1.3. Cam İyonomer Simanlar

Geleneksel, kimyasal sertleşen cam iyonomer simanlar, toz ve likit şeklinde bulunurlar. Elle karıştırılabildiği gibi, kapsüllerde bulunan şekli otomatik olarak da karıştırılabilir. Tozu kalsiyum floroalimünosilikat cam, likiti ise poliakrilik asitten oluşur, mine yüzeyine asitle dağlama yapılmadan uygulanırlar<sup>53</sup>.

Cam iyonomer simanlar ortodontistlerin çoğu tarafından bant yapıştırılmasında rutin olarak kullanılmaktadır. Cam iyonomer simanların mine, dentin ve metale kimyasal olarak bağlanma gibi kendilerine özgü önemli özellikleri vardır. İçeriğindeki karboksilat gruplarının, dişin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu fizikokimyasal olarak tutuculuk sağlar. Ortodontik ataşmana komşu mine yüzeyinde dekalsifikasyon sık görülen bir olaydır. Cam iyonomer simanlar, mine yüzeyini dekalsifikasyondan koruyan önemli düzeyde florid içermektedir. Ayrıca ağız sıvılarında çözünürlüğünün az olması, daha az mine hasarı oluşturması ve daha kolay debonding yapılabilmesi gibi avantajlara da sahiptirler<sup>56</sup>. Bu avantajlarına rağmen cam iyonomer simanların metal braketlerle bağlanma dayanıklılığı, kompozit rezinlere kıyasla daha düşüktür, bu nedenle ortodonti kliniğinde braketlerin yapıştırılmasında geleneksel cam iyonomer simanların kullanımı tavsiye edilmez<sup>57,58</sup>.

Cam iyonomer simanlar sertleşme reaksiyonu sırasında neme karşı duyarlıdır ve bu simanların en yüksek dirence ulaşması için 24 saat süre gereklidir. Işıkla aktive olan ve rezin ile cam iyonomerlerin birleşiminden oluşan hibrid simanlar daha hızlı sertleşerek neme duyarlılığın azalmasını ve bağlanma direncinin artmasını sağlamıştır<sup>59</sup>.

### 2.2.1.4. Hibrit İyonomer Simanlar

Hibrit iyonomer simanlar, ışıkla sertleşen cam iyonomerler ya da rezin modifiye cam iyonomerler olarak da bilinirler. Toz ve likit şeklinde bulunurlar ve elle karıştırılırlar. Tozu, floroalimünosilikat camdan oluşurken, likiti karboksilik asit gruplarından oluşur. Hibrit iyonomer simanlar, nemli ortamda da, asitlenmemiş mine yüzeyine bağlanabilmektedirler<sup>54</sup>.

Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşmeleri sırasında nemden hemen etkilenmeleri, çalışma zamanlarının kısa, sertleşme zamanının uzun olması gibi dezavantajları nedeniyle hibrit iyonomer simanlar 1980'lerin sonunda diş hekimliğinde restoratif ve yapıştırıcı amaçlı olarak geniş kullanım alanı bulmuştur. Bantların yapıştırılmasında çinko-fosfat, çinko-polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar benzer yapışma dayanıklılığına sahipken, hibrit iyonomer simanların asitlenmemiş mine yüzeyine yapışma dayanıklılığı oldukça yüksektir<sup>54</sup>. Halen yaygın olarak kullanılan bu simanlar yapı olarak daha güçlü olmaları ve dentine daha iyi bağlanmalarının yanı sıra geleneksel cam iyonomer simanlar gibi

flor salınımı yapmaktadırlar<sup>60</sup>. Mine yüzeyine kimyasal bağlantı ile bağlanmalarının yanında, rezin monomerlerin mine yüzeyindeki pürüzlü kısma mikro mekanik olarak da bağlanma sağlaması, geleneksel cam iyonomer simanlar karşısında daha üstün bir konuma gelmelerini sağlamıştır. Asit baz reaksiyonu dışında ışıkla da sertleşme göstermesi materyalin fiziksel özelliklerinin güçlenmesini ve kırılmaya karşı direncinin artırılmasını sağlamıştır<sup>61,62</sup>. Ancak ortodontik kuvvetler karşısında direncinin zayıf olması nedeni ile braketlerin yapıştırılmasında tercih edilmemiştir, ortodontistlerin çoğu sadece ortodontik bantların yapıştırılmasında bu simanları kullanmaktadırlar. Eğer yapıştırıcı olarak hibrit iyonomer siman kullanılıyorsa ark telinin mutlaka 24 saat sonra uygulanması gerekmektedir. Çünkü hibrit iyonomer simanların ilk günkü başlangıç bağlanma kuvvetleri 24 saat sonunda iki katına çıkmaktadır<sup>63</sup>.

### **2.2.1.5. Rezin Simanlar**

Ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanlar genel olarak kompozit restoratif materyallerle benzer içeriğe sahiptir. Günümüzde kullanılan kompozitlerde organik matriks, diakrilat olarak anılan bisfenol A ile iki molekül glisidil metakrilat (GMA) reaksiyonu sonucu sentezlenen dimetakrilatlardan oluşmaktadır. Rezin içerikli yapıştırıcı simanlar dolduruculu veya doldurucusuz olabilmektedir. Doldurucu madde olarak quartz, erimiş silikat, baryum, alüminyum silikat, baryum florid gibi maddeler kullanılmaktadır. Doldurucuların temel amaçları; rezini güçlendirerek sertliği ve direnci arttırmak, aşınmayı azaltmak, polimerizasyon büzülmesini azaltmak, ısıya bağlı genişleme ve daralmayı en aza indirmek, su emilimini ve boyanmayı azaltmak ve doğal diş görüntüsüne uyacak şekilde renk özelliği açığa çıkarmaktır. Kompozit rezinlerin organik matriksi ile doldurucu olarak kullanılan kısmı arasındaki adeziv bağlantı rezinin dayanıklılığı açısından önemlidir<sup>64,65</sup>.

Rezin simanlar polimerizasyon şekline göre 3 sınıfa ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan,
- Işık ile polimerize olan,
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual cure)

Ortodontide kullanılan kimyasal yapıştırma sisteminde; asitlenmiş diş yüzeyine ve braket tabanına primer sürülür, yapıştırıcı pasta hafif basınç altında bu yüzeye temas ettirildiğinde polimerizasyon gerçekleşir. Bu sistemde pasta+primer yerine pasta+pasta uygulaması da söz konusu olabilir. Bu şekilde yapıştırıcı bileşenlerden biri braket tabanına uygulanırken diğeri asitlenip kurutulmuş diş yüzeyine uygulanmaktadır. Braket uygun

konuma getirildikten sonra, hekim yerini değiştirmeden sıkıca bastırır ve yaklaşık 30-60 saniye içerisinde kompozitin sertleşmesi sağlanır<sup>31</sup>.

Ortodontide sıklıkla kullanılan pasta+primer şeklindeki yapıştırma sisteminde çoğu ticari üründe zorunlu olan karıştırma işlemi ortadan kalkmıştır. Primer ile pastanın temasa geçmesi ve hafif bir basınç uygulanması ile hızlı bir şekilde polimerizasyon sağlanır<sup>53</sup>. Kullanımının kolay olması, hekimin yeterli süre çalışmasına izin vermesi ve braket çevresindeki fazla yapıştırıcının kolayca uzaklaştırılabilmesi gibi olumlu özelliklerinin yanı sıra yüksek bağlanma dayanımına da sahip olduğu savunulmuştur<sup>66</sup>.

Kimyasal olarak sertleşen ortodontik yapıştırıcılar materyallerin toksisitesi açısından değerlendirildiğinde, toksisitenin belirgin olarak yüksek olduğu tespit edilmiş, bu sistemde özellikle likit aktivatörlerin kullanımına dikkat edilmesi ve braket kaidesi çevresindeki polimerize olmuş fazla primerin mutlaka temizlenmesi gerektiği belirtilmiştir<sup>68</sup>. Bunun yanı sıra bu tip yapıştırıcı kullanımı sırasında hastalarda, diş hekimi asistanlarında ve hekimlerde alerjik reaksiyonlara rastlandığı da rapor edilmiştir<sup>14</sup>.

Yapıştırıcılarda sertleşmenin kontrol edilebilmesi, ışıkla sertleşen materyallerin geliştirilmesi ile mümkün olmuştur<sup>68</sup>. Işıkla aktive olan ilk sistemler serbest radikallerin oluşumu için ultraviyole ışık kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Günümüzde ışıkla sertleşen yapıştırıcı sistemlerinde görünür mavi ışık kullanılmaktadır. Işıkla sertleşen kompozitler ışık geçirmeyen şırıngalarda tek pasta şeklinde üretilmektedir. Bu pasta içerisinde sertleşme reaksiyonunu başlatıcı amin ile ışığa hassas bileşenden serbest radikal oluşturan bir sistem mevcuttur. Bu iki bileşen ışığa maruz kalmadıkça aralarında bir etkileşim olmaz. Ancak dalga boyu yaklaşık 468 nm olan mavi ışık uygulandığında ışığa duyarlı bileşen uyarılır, serbest radikalleri oluşturmak üzere aminle etkileşime girer ve bu şekilde ilave polimerizasyon başlatılır. Kamforokinon en sık kullanılan ışığa hassas bileşendir. Dalga boyu 410-490 nm arasındaki ışığı emen kamforokinon yapıştırıcı pasta içerisinde oldukça küçük miktardadır<sup>64</sup>. Çalışma süresinin kontrol edilebilmesi ve polimerizasyon derinliğinin artırılmış olması gibi avantajları nedeniyle ışıkla aktive olan kompozitler kimyasal aktivasyon gösteren materyallere göre giderek daha çok tercih edilmektedir<sup>69</sup>.

Görünür ışıkla aktive olan yapıştırıcıların florid salma özelliğine sahip olan tipleri de mevcuttur. Ortodontik tedavi başlangıcından yaklaşık 1 ay sonra beyaz nokta lezyonlarının görülmeye başlaması nedeniyle tedavi süresince dekalsifikasyona engel olmak amacıyla florid salımı yapabilen yapıştırıcıların kullanılması tavsiye edilmiştir. Ancak flor salınımı yapan yapıştırıcı ajanların flor salınımı yapmayanlara oranla çok farklı dekalsifikasyon sonuçları vermediğini gösteren çalışmalar da vardır. Bu nedenle florid içerikli ürünlerin bağlanma

dirençlerini ve çürük önleyici etkilerini değerlendiren uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç vardır<sup>70</sup>.

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan dual simanlar, iki pat ya da toz likit şeklinde bulunurlar. Bu simanlarda polimerizasyon; ışık kaynağının ulaşabildiği derinlikte ışıkla gerçekleşirken, daha derin kısımlarda kimyasal sertleşme şeklinde meydana gelmektedir. Dolayısıyla, tüm yapıştırıcı türleri arasında sertleşme derecesi en yüksek olanının çifte polimerize olan yapıştırıcılar olduğunu söylemek yanlış olmaz. Ancak hem karıştırma ve hem de ışık kaynağı uygulamasını gerektirmesi nedeniyle, klinik olarak yapıştırma süresi uzamaktadır. Ayrıca karıştırma sırasında kimyasal reaksiyonların daha önce başlaması nedeniyle, karışımda bozulma ve materyalde gözeneklerin meydana geldiği de belirtilmektedir<sup>32</sup>.

Son dönemde yapıştırıcı rezin ile kaplanmış, yapıştırmaya hazır şekilde üretilen metal ve seramik braketler piyasaya sürülmüştür. Kullanıma hazır olan bu pratik ürünler hasta başında geçirilen zamanı kısaltması ve yapıştırma işlemini daha basit hale getirmesi nedeniyle hekimler arasında giderek popüler hale gelmektedir<sup>48</sup>. Önceden yapıştırıcı kaplanmış braketlerde kullanılan materyal normal braketlerin yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcıya benzer içeriktedir, aralarındaki fark esas olarak materyal içerisindeki bileşenlerin yüzdelerinin değiştirilerek viskozitesinin artırılmış olmasıdır<sup>71</sup>. Bu tip braketlerin geleneksel ışıkla sertleşen yapıştırıcı sistemine göre; yapıştırıcı kalitesinin ve miktarının hep aynı olması, yapıştırma sonrası temizliğin kolay olması, çapraz bulaşma ile asepsi kontrolü ve materyal israfının azaltılması gibi avantajları söz konusudur<sup>72</sup>. Bu konuda yapılan ilk çalışmalarda yapıştırıcı ile kaplanmış ve kaplanmamış metal ve seramik braketlerin bağlanma dirençleri değerlendirilmiştir<sup>70</sup>. Sonuçlara göre, önceden kaplanmış modifiye kompozit yapıştırıcı kullanan seramik braketler geleneksel ortodontik yapıştırıcı ile yapıştırılan seramik braketlere benzer bağlanma değerleri vermiştir. Ancak önceden kaplanmış metal braketler geleneksel kompozitle kullanılan normal metal braketlere göre oldukça düşük bağlanma değeri göstermiştir. Ayrıca bu araştırmada test edilen braket-yapıştırıcı kombinasyonu ile yapıştırmadan 24 saat sonra klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değeri sağlandığı sonucuna varılmıştır. Yapıştırıcı ile kaplı kullanıma hazır braketlerle ilgili yapılan tüm laboratuvar çalışmalarında benzer sonuçlar elde edilmiştir<sup>71,73</sup>. Bu konuda yapılan klinik çalışmalarda da yapıştırıcı kaplı braketlerin geleneksel olarak kompozitle yapıştırılan braketlere benzer sonuçlar verdiği ve klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değerleri sergilediği vurgulanmıştır<sup>6,74</sup>.

Rezin simanlar, rezin kompozit restoratif materyallere ve silanlanmış porcelene kimyasal olarak bağlanır, aynı zamanda kumlanmış metal alaşımlarla mikromekanik bağlantı oluştururlar. Yapılarında karboksil grupları içermediği için mine ve dentinle şelasyon göstermezler. Asit uygulanmasından sonra kuru bir çalışma alanının sağlanması rezin adezivlerin mineye adezyonu için önemlidir. Işıkla polimerizasyon başladıktan sonra adezivler optimal fiziksel özelliklerini kazanmış olurlar ve daha önce anlatılan simanlara oranla kırılmaya karşı daha dayanıklı hale gelirler. Farklı maddelere bağlanma yeteneği, yüksek dayanıklılık, ağız ortamında çözünmezlik ve renk uyumunun yüksek olması rezin simanların avantajları arasındadır<sup>53,75</sup>.

### **2.2.2. Işık Kaynakları**

Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda polimerizasyon işlemini başlatabilmek için kullanılan ışık kaynakları şu şekilde sıralanabilir:

#### **2.2.2.1. Halojen Işık Kaynakları**

Işığa duyarlı rezin esaslı yapıştırıcılarda sertleşme olayı, bir ışık algılayıcısının ışık kaynağı tarafından aktive edilmesiyle başlamaktadır. Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda en yaygın kullanılan ışık algılayıcısı olan kamforokinon, görünür ışık spektrumunun 410 nm ile 490 nm aralığında ışığı absorbe etmektedir ve en fazla absorpsiyon 468 nm'lik dalga boyunda gerçekleşmektedir<sup>76</sup>. Halojen ışık kaynakları, çoğunlukla 400 nm ile 520 nm arasında dalga boyu ışık üretirler ve ışık yoğunluğu da yaklaşık olarak 400 mW/cm<sup>2</sup>'dir. En popüler görünür ışık kaynaklarından biri olan halojen ışık kaynaklarına elektrik enerjisi verildiğinde, tungstenden yapılmış küçük lamba teli ısınmakta ve bu sayede halojen lamba ışık vermeye başlamaktadır. Seçilmiş filtreler, sadece mavi ışık açığa çıkacak şekilde diğer dalga boyundaki ışık demetlerini geçirmemektedirler<sup>77,78</sup>.

Yaygın kullanılmasına rağmen mavi ışık üreten geleneksel halojen ışık kaynaklarının bazı dezavantajları mevcuttur. Halojen ışık cihazlarında açığa çıkan ısı, pahalı ışık filtrelerinin kabarmasına ve ışığı yansıtan reflektörün renginin bozulmasına sebep olabilir<sup>79</sup>. Ara kablo ihtiyacı klinik işlemler sırasında engelleyici olabilir ve çalışma bölgesine yakın ayrı bir güç kaynağı gerektirebilir. Bu tip sistemlerde ışığın yoğunluğu ve gücü mesafe ile azalır, en yüksek etki için ışık kaynağı polimerize edilecek materyale mümkün olduğu kadar yakın konumlandırılmalıdır. Geleneksel halojenlerin etkinliği sınırlıdır, çünkü ışınlarının % 98'i polimerizasyona katkıda bulunmaz, ısı olarak kaybedilir. Etkili bir şekilde kullanılacakları yaşam süreleri 40-100 saattir<sup>80</sup>. Halojen ampülü parçalarının yüksek ısı üretmesinden dolayı,

zamanla verimleri azalır ve her 6 ayda bir değiştirilmeleri gerekir. Soğutma fanı büyüktür ve gürültülü çalışır. Her bir braketin yapıştırılması için 40 sn gerektiğinden, hasta başında geçirilen süre artmaktadır<sup>81</sup>.

Geleneksel halojen ışık cihazlarının uzun sürede sertleştirme dezavantajına çözüm olarak; daha kısa sürede sertleşme sağlayan ve plazma ark ile argon lazerler kadar pahalı olmayan hızlı halojen ışık cihazları üretilmiştir<sup>14,82</sup>. Hızlı halojenlerin geleneksel halojenlere kıyasla ışık yoğunluğu daha yüksektir. Işık yoğunluğu, yüksek güce sahip lambalar ya da ışığı toplayan ve daha küçük bir alana yoğunlaştıran turbo uçlar kullanılarak arttırılmaktadır, böylece sertleştirme süresi kısalmaktadır. Filtreleme tekniğindeki sınırlamalar ve ısı problemleri geleneksel halojen ışık cihazlarının daha fazla geliştirilmelerini zorlaştırmıştır<sup>14,83</sup>.

#### **2.2.2.2. Plazma Ark Işık Kaynakları**

1990'lı yıllarda daha hızlı polimerizasyon sağlamak amacıyla yoğun ışık emisyonlarının kullanılabilmesi fikri ortaya atılmış ve plazma ark cihazları kullanılmaya başlanmıştır. Plazma ark lambaları xenon gazı ile doldurulmuş quartz bir tüp içerisinde tungsten anot ve katoda sahiptir. Yüksek voltaj uygulandığında xenon gazı iki elektrot tarafından iyonize edilir ve plazma oluşur. Oluşan beyaz ışık dalga boyu genişliği 450-500 nm arasındaki spektruma kadar filtre edilir. Güç yoğunluğu ise 2000 mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar ulaşabilir. Tüp içerisindeki xenon gazı düşük basınçta mavi-beyaz ışık yayar, basınç arttığında gün ışığına benzer spektrumdaki ışığı yayar<sup>84</sup>. Yüksek yoğunluktaki ışık kompozit polimerizasyonu için gereken uygulama süresini oldukça kısaltır. Son dönemde yapılan çalışmalar metal braketlere 3-5 saniye, seramik braketlere daha kısa süreyle plazma arkla ışık uygulanmasının geleneksel halojen ışıkla 20 saniyelik uygulamaya benzer başarı oranı sağladığını göstermiştir. Ayrıca yapılan laboratuvar çalışmaları ve klinik araştırmalar geleneksel halojen ışıkla karşılaştırıldığında plazma ark kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dirençlerinde ve kopma tiplerinde belirgin fark olmadığını rapor etmektedir<sup>85,86</sup>.

Yüksek yoğunluktaki ışık kaynaklarının oluşturduğu ısının pulpa dokusuna zarar verip vermediği de araştırılmıştır. Bu çalışmaya göre halojen ışık kaynakları, LED ve plazma arklara göre pulpa dokusunda daha fazla ısı artışına yol açarken, ışık kaynağı ile braket arası mesafe azaldıkça ısı artışı daha fazla olmuştur. Ancak her üç tip ışık kaynağında da ısı artışı pulpa dokusunun sağlığı için kritik değer olan 5,5 °C yi geçmemiştir<sup>87</sup>. Plazma ark ışık kaynakları lazerler kadar güvenilir olmalarının yanı sıra maliyetleri de lazer kadar yüksek

değildir. Ancak bu ışık kaynakları tabanca yerine sabit bir ünite şeklinde oldukları için taşınabilir değildir<sup>88</sup>.

### 2.2.2.3. LED Işık Kaynakları

Işıkla aktive olan rezinlerin polimerizasyonunda geleneksel halojen ışıklarla yaşanan problemlerin üstesinden gelmek için LED teknolojisi ilk defa 1995 yılında kullanılmıştır. Bu ışık kaynakları görünür ışık spektrumunun 440-480 nm arasında yer alan mavi parçasındaki radyasyonu yayar ve filtre gerektirmez. LED lambaları düşük voltajda çalışabilir, ısı üretmez ve soğutucu fan ihtiyacı olmadığı için sessiz çalışır, vibrasyona dayanıklıdır. Bu ışık kaynaklarının ömürleri 10.000 saatten fazladır ve bu süre sonunda performansında çok büyük değişiklik olmaz. LED ışıklarının en önemli avantajları güvenli, etkili, ekonomik ve uzun ömürlü olmalarıdır<sup>89</sup>. Pille çalışabilmeleri, şarj edilebilmeleri, küçük ve kablosuz olmaları hekime çok büyük çalışma kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca LED ışık cihazlarının polimerizasyon kaliteleri diğer ışık kaynakları ile kıyaslanabilir özellikte veya biraz daha azdır. Buna karşın ısı artışı belirgin olarak daha azdır ve pulpa dokusunun sağlığını tehdit etmez<sup>90,91</sup>.

LED'le ve geleneksel halojen ışıkla yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında; 20 ya da 40 sn ışık uygulanması arasında belirgin fark olmadığını ortaya koyan çalışmalar mevcuttur<sup>80</sup>. Ancak LED ile 10 saniye ışık uygulanmasının bağlanma direncini belirgin olarak düşürdüğü rapor edilmiştir. Daha yüksek yoğunluğa sahip yeni nesil LED ışık kaynaklarının, uygulama süresini 5-10 saniyeye kadar kısaltabileceği belirtilmiştir ancak bu konuda kapsamlı laboratuvar ve klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir<sup>79</sup>.

### 2.2.2.4. Argon Lazerler

Ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında sertleşme süresinin azaltılması klinik başarının önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Sertleşme süresini azaltmak için gösterilen çabalar yeni ışık cihazlarının üretilmesini sağlamıştır. Yapıştırıcıların sertleştirilmesinde, geleneksel ışık cihazlarına alternatif olarak daha güçlü, hızlı, güvenilir, etkili bir ışık cihazı olan argon lazerler ilk 1980'lerin ortalarında piyasaya çıkmıştır<sup>92</sup>.

Sertleştirme süresi dolduruculu yapıştırıcılar için 10 sn, doldurucusuz yapıştırıcılar için 5 sn olarak tavsiye edilmiştir. Yapılan çalışmalar, argon lazer ile elde edilen yapışma dayanıklılığının, görülebilir ışıkla elde edilene eşit ya da ondan daha yüksek olduğunu göstermektedir<sup>92,93</sup>.

Argon lazerler görünür ışık spektrumunun 454-496 nm arasını kapsayan dalga boyu aralığında, yaklaşık 800 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğunda çalışırlar. Lazer ışığı, dar bir bant aralığında, paralel dalgalar halinde hareket eder<sup>94</sup>. Argon lazerden çıkan ışığın paralelleştirilmiş olması, mesafe artsa da, diğer ışık cihazlarına kıyasla ışık yoğunluğunun daha tutarlı kalmasını sağlar<sup>92</sup>. Argon lazerlerin, yüksek enerjili, sadece belirli bir dalga boyunda ve sürekli olarak ışık yaymaları; yapıştırıcının ışığa maruz kalma süresini geleneksel ışık cihazları ile karşılaştırıldığında %75 kısaltmakla kalmamış, yapıştırıcının fiziksel özellikleri de arttırmıştır<sup>94</sup>.

Bütün bu avantajlarına rağmen; kompozitin fiziksel özelliklerini ve aşınma direncini etkileyecek olan yeterli bir polimerizasyon olup olmadığı ile ilgili sorular da vardır. Ayrıca, bu teknolojinin geniş çaplı kullanılamamasının diğer bir nedeni ise maliyetinin yüksek olması ve taşınmalarının zor olmasıdır<sup>95</sup>.

Geleneksel ışık cihazlarının çıkış enerjisini arttırmak için birtakım girişimlerde bulunulmuştur. Fakat, dalga boyu aralığını daraltmadan ışığın yoğunluğunu arttırmak, ısı artışından dolayı diş için zararlı olabilir. Argon lazerin pulpa üzerindeki ısı etkisinde belirleyici olan, ışığın yoğunluğu ve sertleştirme süresidir. Işıkla sertleşen materyallerin lazerle polimerizasyonu sırasında mine ve pulpaya ciddi zararlı bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir. Hatta geleneksel ışık cihazlarına kıyasla argon lazerin pulpa üzerindeki ısı etkisi anlamlı düzeyde daha azdır<sup>94</sup>.

Mine yüzeyine lazer ışık uygulanması, asit ataklar varlığında mine yüzeyini demineralizasyona karşı korumaktadır. Düşük enerjili argon lazer uygulaması mine yüzeyinin devamlılığını koruyarak, yüzey morfolojisinde anlamlı değişiklikler oluşturmaktadır. Mekanizması tam net değildir fakat, muhtemelen mine yüzeyinde oluşturulan mikrosiv ağ ile ilişkilidir. Bu ağ, çözülmüş mineralleri yakalar ve çökeltir. Böylece asit ataklar karşısında ortaya çıkan demineralizasyon alanının ve derinliğinin azaldığı gösterilmiştir<sup>92,95</sup>.

### **2.2.3. Braket Çeşitleri**

Mine üzerine yapıştırılan ortodontik braketler, aktive edilmiş ark telinin diş kuvvet iletimini sağlayan ataşmanlardır. Braket materyalleri, üretildikleri ham maddeye ve atomik yapılarına göre metal, seramik ve plastik olmak üzere sınıflandırılabilir. Bu üç materyal, ortodontik braket üretimi için genellikle tek başlarına, bazen de kombine olarak kullanılmaktadır. Bu materyallerin özellikleri birbirinden farklılıklar gösterir ve üçünün de birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Paslanmaz çelik, 1930'dan bu yana



ortodontik braket üretiminde kullanılmaktadır. Plastik ve seramiklerin bu alana girişi, estetik ihtiyaçtan doğmuştur ve paslanmaz çeliğe göre çok daha yenidir<sup>97</sup>.

Ağızda kullanılan tüm materyaller gibi, braket materyallerinden de bazı özelliklere sahip olması beklenmektedir<sup>98,99,100</sup>:

- Ortodontik kuvvetleri dişlere rahatlıkla ve doğru şekilde iletmelidir.
- Dişe bağlanma dayanıklılığı yeterince iyi olmalıdır.
- Hem telden hem de çiğneme fonksiyonundan kaynaklı kuvvetlere karşı dayanıklı olmalıdır.
- Tedavi sonunda çıkartılmaları kolay olmalı ve diş yüzeyinde hasara neden olmamalıdır.
- Kaydırma mekaniklerinde düşük sürtünme değerleri göstermelidir.
- Toksik olmamalıdır.
- Korozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Hijyenik olmalıdır.
- Mümkün olduğunca estetik olmalıdır.
- Ağız içinde renk değiştirmemelidir.
- Yeniden kazanılabilir olmalıdır.
- Pahalı olmamalıdır.

### **2.2.3.1. Metal Braketler**

Günümüzde ortodonti pratiğinde kullanılan metal braketlerin büyük çoğunluğu, 18-8 olarak adlandırılan, içinde %18 krom ve %8 nikel bulunan ostenit paslanmaz çelikten imal edilmektedir. Braketlerin üretildiği çelik tipi, AISI (American Iron and Steel Institute) tarafından belirlenmiş standartlar içinde, üretici firmaya göre 303, 304, 304L ve 316L gibi kodlarla belirlenmektedir<sup>101</sup>. Korozyon potansiyelinin daha düşük olması nedeniyle braket üretiminde firmalar tarafından daha çok 316L tip paslanmaz çelik kullanılmaktadır. Fakat bu alaşımın içeriğinde nikel miktarı diğerlerine göre biraz daha fazladır. 316L tipi çeliğe göre daha sert olan PH 17-4 alaşımı çeliğin nikel içeriği daha azdır, fakat bir dezavantaj olarak korozyon direnci de daha düşüktür. Sonuç olarak alaşımlar açısından; nikel oranları düşürülmüş, sertliği kabul edilebilir düzeyde ve korozyon direnci çok daha yüksek braketlerin kullanımı ön plana çıkmaktadır<sup>32</sup>.

Paslanmaz çelik braketler, bir braketten beklenen temel özelliklerin çoğuna sahiptir. Özellikle çok dayanıklı, hijyenik ve ucuz olması uzun yıllardır dünyada en sık kullanılan

braket materyali olmasının en büyük nedenidir. Bununla birlikte paslanmaz çelik braketler iki önemli dezavantaja sahiptir. Bunlar; estetik olmaması ve ağızda nikel serbestleşmesidir<sup>99</sup>.

Paslanmaz çelik materyallerin ağızda nikel ve krom serbestleştiği, yapılan çeşitli in vitro çalışmalarda gösterilmiştir. Ağızda ortodontik aparat taşıyanlarda bir günde serbestlenen nikel miktarının 40 mikrogram, krom miktarının ise 36 mikrogram olduğu belirlenmiştir<sup>102</sup>. Bishara ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, sabit tedavi gören hastalarda ağızda nikel serbestleşse de bunun kandaki miktarının son derece düşük düzeyde olduğu belirlenmiştir. Nikelin, çeşitli alerjik reaksiyonlara, dermatit ve astıma neden olduğu bilinmektedir. Bu nedenle bu maddeye karşı hassas olan kişilerde alternatif materyallerin kullanılması gerekir. Paslanmaz çelik malzemelerin bu özelliği, üretici firmalar tarafından paketler üzerine konan uyarıcı yazılarda da vurgulanmaktadır<sup>103</sup>.

Paslanmaz çeliğin elektroliz yoluyla altın ile kaplanmasıyla üretilen braketler yüksek biyo-uyumluluğa sahiptirler. Altın yumuşak bir metal olduğu için ark slotu bölgesi daha sert materyallerle kombine edilerek üretilmektedir. Böylece hem sürtünme direnci azaltılmakta hem de slot dayanıklılığı artırılmaktadır. Diğer braketlere oranla fiyatının yüksek olması ve estetik nedenlerle hasta tercihiyle ilgili olarak kullanılabilirler. Bu tip braketler ayrıca nikel alerjisi olan hastalarda önerilmektedir.

Biyolojik uyumluluğunun üst düzeyde olması, alerjen özelliklerinin çok düşük olması ve yüksek korozyon direncine sahip olması; titanyum alaşımlarını, biyomedikal malzemelerin üretilmesinde kullanılabilir bir materyal haline getirmiştir. Dolayısıyla titanyum alaşımlarından ortodontik braket üretiminde de faydalanılmaya başlanmıştır<sup>104</sup>. Son yıllarda metal braketlerdeki estetik sorunların giderilmesi amacıyla çeşitli alternatif materyaller geliştirilmektedir. Bunların başında seramik ve plastik materyaller gelmektedir.

Günümüzde kullanılan paslanmaz çelik braketler dört temel teknikte üretilmektedir<sup>99</sup>.

- Çekme ya da frezeleme tekniğiyle üretilen braketler

Bu teknikte braket, üzerine önceden oluk ve kanat profilleri çekilmiş uzun çubuklardan kesilmek suretiyle üretilir. Kesilen ham gövdeye daha sonra taban lehimlenir. Polisaj, içi su ve parlaticı taş parçalarıyla dolu tamburlarda döndürülerek gerçekleştirilir. Braket gövdesinin çubuktan elmas disklerle kesilmesi esnasında braket oluşu hizasında ortaya çıkan küçük çapaklar parlama sırasında oluşun içine doğru kıvrılarak keskin kenarlar oluşmasına neden olabilmektedir. Kaydırma mekanikleri sırasında tel ile braketin en çok temasta olduğu bu noktalarda keskin çapakların bulunması tel ile braket arasındaki sürtünme değerleri üzerinde de etkili olmaktadır<sup>99,105</sup>.

- Döküm tekniğiyle üretilen braketler

Döküm braketlerin üretiminde en önemli aşama kalıpların hazırlanmasıdır. Sıvı metal, çok hassas olarak hazırlanan braket kalıpları içine enjekte edilir. Bu teknikte üretilen braketlerde de oluk kenarlarında pürüzsüz bir bitiş bulmak zordur<sup>99,105</sup>.

- Sinterleme tekniğiyle üretilen braketler

Bu teknikte, ince metal tozları yüksek basınçla birbirine yaklaştırıldıktan sonra vakumlu fırınlarda metalin erime sıcaklığının altındaki derecelerde istenilen şekil ve boyutta braket gövdesi elde edilir. Daha sonra braket kanatları ve tabanını oluşturan parçalar birbirine lehimlenerek braket tek parça haline getirilir. Son yıllarda parçaların lehimlenmesinde lazer kullanılmakta bu sayede iki parçanın bağlandığı alanda, lehimleme sırasında alaşımların birbirine karışmasıyla ortaya çıkan ara faz oluşmamaktadır. Bu durum parçaların bağlantı bölgelerinden kırılma riskini azaltarak kabul edilebilir mekanik performans elde edilmesini sağlar<sup>106</sup>. Modern braketlerin üretiminde kullanılan sinterleme tekniğinin avantajı braket olukları ve kanatlar gibi önemli bölümlerin son derece hassas ve pürüzsüz olarak elde edilebilmesine olanak vermesidir<sup>99,105</sup>.

- Metal enjeksiyonla kalıplama tekniğiyle üretilen braketler

Bu teknik 1980'li yılların başında özellikle küçük boyutlu parçaların üretiminde kullanılmak üzere Amerika'da geliştirilmiştir. Mikron boyutundaki metal tozları, organik bağlayıcılar (mum, termoplastik rezinler vb.), kayganlaştırıcılar ve seyrelticiler homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırılır. Enjeksiyon kalıplama makinesinde ham maddenin enjeksiyonu yapılır ve istenen geometride şekillendirilir ancak boyutları % 17-22 oranında daha büyüktür. Sonraki aşamada ısı ve solventler yardımıyla organik bağlayıcıların % 90'ı uzaklaştırılır, üretilen parça hala aynı boyuttadır ancak oldukça pöröz bir yapıya sahiptir. Tekniğin son aşaması olan sinterleme yüksek sıcaklığa sahip vakumlu fırınlarda yapılmaktadır. Bu aşamanın sonunda, kalan organik bağlayıcılar da uzaklaşmış olup, üretilen parçada üç düzlemde de % 17-22 büzülme olur ve tam istenen boyutlarda parça elde edilmiş olur<sup>105,107,108</sup>.

Braket üretiminde kullanılan teknikler arasında metal enjeksiyonla kalıplama teknolojisi en ekonomik olanıdır, üretim aşamasında kullanılan dağıtıcı ve enjeksiyon parçalarının kolaylıkla geri kazanılabilir ve yeniden kullanılabilir olması önemli ölçüde materyal tasarrufu sağlamaktadır. Döküm, dağıtıcı parçalar ve döküm deliğinde %50-75 oranında metal israfına neden olduğu için en pahalı üretim tekniği olarak görülmektedir<sup>108,109</sup>.

Metal enjeksiyonla kalıplama, çok fazla sayıda kompleks geometrik yapıda parçanın üretiminde en iddialı teknoloji olarak sayılmaktadır, frezeleme ise sadece basit geometrik

yapıdaki parçaların üretiminde ekonomik olarak avantajlıdır. Az sayıda kompleks geometrideki parçanın üretiminde döküm tekniğinin hassasiyeti de metal enjeksiyon tekniği ile yarışabilir, ancak çok sayıda parçanın üretiminde otomasyon sürecinde sınırlamalar vardır. Metal enjeksiyon tekniği, ortodontik braket üretiminde her alaşımın kullanılmasına olanak sağlarken, diğer tekniklerde bu her zaman mümkün olmamaktadır<sup>109</sup>.

Ekonomik avantajların yanı sıra metal enjeksiyon teknolojisiyle üretilen braketler klinik performansı da etkileyebilir. Yeni alaşımlar kullanılarak hazırlanan braketlerin farklı mekanik özellikleri klinik çalışmalarda katkı sağlayabilir. Ayrıca tek parça halinde üretilen bu braketlerde korozyon oluşmamaktadır<sup>109</sup>.

Paslanmaz çelik, ortodontide yapıştırma amaçlı kullanılan hiçbir materyalle kimyasal bağlantı sağlayamadığından, metal braket tabanı ile yapıştırıcı arasında mikromekanik tarzda bir kilitleme oluşması gerekmektedir. Dolayısıyla bu gerekli kilitlemeyi sağlamak üzere, yani diş yüzeyine bağlanma dayanımını arttırmak için metal braketlerin tabanlarında farklı tasarımlar geliştirilmiştir. Ortodontik tedavi sırasında estetik beklentilerin artması, metal braketlerin taban boyutlarında daralmaya önderlik etmiştir. Dişeti rahatsızlıklarını önlemek açısından da azaltılmış braket taban alanları daha avantajlı görülmektedir. Bu durumda taban tasarımlarının bağlanma dayanımını artırma görevi, daha da ön plana çıkmaktadır<sup>110</sup>.

Günümüze kadar kullanılmış taban tasarımları temel olarak şöyle sıralanabilir ve bu tasarımlar üzerinde farklı uygulamalar ve modifikasyonlar mevcuttur<sup>10,111,112,113</sup>:

- Perforated tabanlar
- Foil-mesh tabanlar
- Milled tabanlar
- İntegral tabanlar
- Photoetched tabanlar
- Kuvars tabanlar
- Lazerle pürüzlendirilmiş tabanlar

Perforated tabanlar, üretici firmaya bağlı olarak değişen, farklı çaplara sahip delikler açılarak oluşturulurlar. Yapıştırıcı rezinlerin bu deliklere dolarak mekanik bağlanmayı arttırması hedeflenmiştir. Bu taban yapısındaki temel problem, plak retansiyonunun fazla olması ve estetik görünümün olumsuz etkilenmesidir. Perforated tabanları inceleyen bütün çalışmalarda bu tabanlar en düşük yapışma kuvvetini göstermiştir, bu taban yapısı günümüzde kullanılmamaktadır<sup>105,114</sup>.

Braket altına kaynaklanan veya lehimlenen foil mesh tabanlar, direkt olarak yapıştırılan metal braketlerin tutuculuğunu arttırmanın en geçerli yolu olmuştur. Üretici firmalar tarafından 40, 60, 80, 100 gauge mesh boyutlarında çok çeşitli braket tabanları piyasaya sürülmektedir<sup>105</sup>. Farklı mesh genişliklerinin yapışma kuvvetini araştıran bir çalışma sonucunda, mesh aralığı küçüldükçe, adezivle braket tabanı arasındaki yapışma kuvvetinin zayıfladığı belirtilmiştir<sup>10</sup>. Başka bir çalışma ise farklı mesh boyutları için yapışma kuvvetinde bir farklılık olmadığını bildirmiştir<sup>7</sup>. Perforated tabanlara göre foil mesh tabanlar daha düzgün ve hijyenik yüzeylere sahiptir, bu tabanda daha az plak retansiyonu olur. Braket gövdesi ve taban arasındaki lehim noktalarının retantif alanları azalttığı düşünülmektedir. Ayrıca lehim noktaları yapıştırıcı rezinde stresin yoğunlaştığı alanlar olarak rol oynamakta ve braket tabanı ile yapıştırıcı arasındaki bağlantıyı zayıflatmaktadır. Lehimlemede lazer kullanıldığı zaman daha yüksek bağlanma dayanımı elde edildiği belirtilmiştir<sup>105</sup>.

Milled tabanlar, soğuk bir ortamda makine ile tek bir parçadan hazırlanırlar. Bu tabanlarda tutuculuk, mezyal ve distal uçlarda açık horizontal kanallarla sağlanır. Bu horizontal kanallar, artık adezivin uzaklaşmasını sağlarken, hava sıkışmasını önlemek için ‘‘V’’ şekilli sığ oluklarla çapraz olarak kesilirler<sup>114</sup>.

İntegral tabanlar, sığ kanallarla ayrılmış çivilerin horizontal sıralanmasıyla kaba bir görünüme sahiptirler. Tabanında mekanik retansiyon sağlayan metalik girinti ve çıkıntılara sahip bu braketler tek parça halinde üretilirler. Foil mesh ve integral tabanlı braketlerin bağlanma dayanımlarını in vitro olarak hem çekme hem de sıyrma testlerinde karşılaştıran çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiş ve hangisinin daha iyi olduğuna dair fikir birliğine varılamamıştır<sup>105</sup>.

Photoetched tabanlı braketlerde retansiyon, braket tabanında küçük çukurcukların açılmasıyla sağlanır. Yapılan çalışmalar bu taban yapısındaki braketlerin perforated tabanlardan daha yüksek, foil mesh tabanlardan ise daha düşük yapışma kuvvetine sahip olduğunu göstermiştir<sup>105,114</sup>.

Kuvars tabanlı metal braketler, tabanlarında makro tutuculuk sağlayan piramit şeklindeki çukurcukları ve mikro kuvars parçacıklarını içerirler. Bu braketi daha önce inceleyen bir çalışmada, bu taban yapısının mesh taban yapısına göre daha düşük bir yapışma kuvvetine sahip olduğu gösterilmiştir<sup>114</sup>.

Lazerle pürüzlendirilmiş taban yapısına sahip braketler son yıllarda piyasaya sürülmüştür. Nd:YAG lazer ışınları kullanılarak braket tabanında yapıştırıcı rezinin tutunacağı yüzey alanı elde edilmektedir. Lazerle pürüzlendirilmiş taban yapısını diğer

tabanlarla karşılaştıran çalışmaların büyük çoğunluğu en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini bu taban yapısındaki braketlerin gösterdiğini belirtmişlerdir<sup>113,115</sup>.

### **2.2.3.2. Plastik Braketler**

Çağdaş ortodontinin daha fazla sayıda erişkin hastaya ve özellikle orta yaştaki bayanlara da hizmet etmesi, beraberinde ortodontik apareylere yönelik kozmetik beklentileri de arttırmıştır. 1970'lerin başında metal braketlere estetik alternatif olarak firmalar tarafından önce plastik braketler geliştirilmiştir. Tüm dişlere yapılan bantlamadan bu braketlere geçiş başlangıçta çok cazip bulunmuş, özellikle de ön dişler için tercih edilmeye başlanmıştır<sup>115</sup>. Plastik braketler; fiber, cam partikülleri veya metal içerikle güçlendirilmiş olmasına rağmen temel olarak polikarbonattan üretilmektedir<sup>13</sup>.

Plastik braketlerin kullanımı; braketlerin kırılması, renklenmesi, su emmesi ve deforme olması gibi zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle kısıtlı kalmaktadır. Zamanla braket oluşunda aşınma ortaya çıkmakta ve bu durum diş kontrolünü güçleştirmektedir<sup>117</sup>. Uygulanan tork kuvvetinin artmasıyla plastik braketlerdeki deformasyonun da arttığı gösterilmiştir<sup>118</sup>. Bunlara ek olarak; düşük bağlanma dayanıklılıklarını arttırmak amacıyla braketlerin adezyonu için özel ara rezinlere ihtiyaç duyulması, kaydırma mekanikleri sırasında slotları ile ark telleri arasındaki yüksek sürtünme değerlerine sahip olmaları da plastik braketlerin istenmeyen özellikleridir<sup>14,119</sup>.

Plastik braketlerin bu tür sorunlarını azaltmak için; taban tasarımlarında girintiler, oluklar gibi farklı düzenlemeler ve slotlarına metal varak yerleştirilmesi gibi değişiklikler yapılmıştır. Metal varak ile güçlendirilmiş olan plastik braketlerde sürtünmenin azaltılması hedeflenmiş, ayrıca tork kontrolünün de daha iyi sağlanabileceği düşünülmüştür<sup>33,116</sup>. Mekanik özelliklerini iyileştirmek için polioksümetilenden üretilenleri de vardır ancak bu braketler de doku irritanı bir madde olan formaldehit açığa çıkarmaktadır<sup>120</sup>. Plastik braketler sadece minimum kuvvet gerektiren ve kısa süreli tedaviler için uygun görülmektedir.

### **2.2.3.3. Seramik Braketler**

Seramik braketler, plastik braketlerin estetik kısıtlamalarını gidermek üzere daha dayanıklı, renklenmeye karşı daha dirençli ve sıvı absorbe etmeyecek şekilde üretilerek 1980'lerin ortasından sonra ortodonti klinik pratiğine kazandırılmıştır<sup>121</sup>. Fakat bu avantajlarına karşın; kırılma olmaları, yüksek sürtünme değerleri göstermeleri, dişlere temas ettiklerinde aşınmaya neden olmaları ve tedavi sonunda çıkartılırken mineye zarar verebilmeleri gibi dezavantajları olduğu belirtilmektedir<sup>122</sup>.

Seramik braketlerin hepsinin temel yapısı alüminyum oksitten oluşmaktadır. Ancak üretim aşamasındaki farklılıklar nedeniyle polikristal alümina ve monokristal alümina olmak üzere iki ayrı tip seramik braket çeşidi bulunmaktadır. Bu üretim süreci braketin klinik performansında önemli rol oynamaktadır<sup>123</sup>.

Seramik braketlerin yapıştırılmasında; braket tabanındaki çentik veya girintilerle sağlanan mekanik tutunma, yapıştırıcı resinle braket tabanı arasında kimyasal bir bağlayıcı ajan olarak görev yapan silan kullanarak elde edilen kimyasal tutunma veya bunların ikisinin kombinasyonu şeklinde olan farklı mekanizmalar söz konusudur. Bu iki temel bağlanma şeklinin yanında çıkıntısız durumdaki kristaller, gözenekli yüzey ve küresel cam tanecikleriyle sağlanan mikromekanik tarzda bir tutunmadan da bahsedilmektedir. Bağlanma mekanizmalarının iki veya daha fazlasının kombinasyonu, tabanla yapıştırıcı arasındaki bağlantının daha da güçlendirilmesi sağlanabilmektedir<sup>32,123</sup>.

Braket tabanının tasarımı ve yapısının iki temel klinik önemi mevcuttur. Bunlardan ilki, yapıştırıcının uzun ömürlülüğü ve bütünlüğünün braket tabanına güçlü yapışmasına bağlı olmasıdır. İkinci ve daha önemlisi ise, braket sökümünü takiben minede oluşan hasarda braket tabanının esas etken olmasıdır. Başlangıçta, alümina braketlerin en yüksek bağlanma dayanımına sahip olacağı üreticiler tarafından öngörülmüş; fakat in vivo şartlarda braketlerin çok erken kopması, hem klinisyenleri hem de hastaları hayal kırıklığına uğratmıştır. Bundan dolayı üreticiler, braketlerin uzun dönem tutunmasını hedefleyerek farklı retansiyon mekanizmalarını kombine etmişlerdir. Fakat alumina braketler tedavi sonunda çıkartılırken, çok sayıda mine çatlakları ve koheziv braket kırıkları gibi istenmeyen durumlarla karşılaşmıştır<sup>32</sup>.

Yapılan çalışmaların ışığında seramik braketlerin taban tasarım çeşitleri şöyle sıralanabilir<sup>123</sup>:

- Düz yüzeye sahip tabanlar,
- Oluklu veya girintili yüzeyi olan tabanlar,
- Camsı partiküller içeren tabanlar,
- Polikarbonattan hazırlanmış tabanlar,
- Epoksi resinle hazırlanmış tabanlar,
- $\gamma$ -MPTS kullanılarak örtülmüş tabanlar.

### **2.3. Kopan Metal Braketin Mine Yüzeyine Yeniden Yapıştırılması**

Yapıştırılmış ataşmanların tedavi sırasında yerinden çıkması veya hatalı yerleştirilmiş braketlerin yeniden konumlandırılması hekime sıkıntı veren ve çalışma süresini uzatan bir durumdur. Braket yeniden yapıştırılmadan önce mine yüzeyinin ve braket tabanının tekrar hazırlanması, uygulanacak yapıştırma sisteminin yeniden değerlendirilmesi gerekmektedir. Yeniden yapıştırılmış braketlerin bağlanma dayanımının en düşük sınır olan 6-8 MPa'yı geçtiği rapor edilmesine rağmen bu konuda tam bir fikir birliği yoktur. Bazı yazarlar orjinal bağlanma değerinden düşük değerler rapor ederken, bazı yazarlar ise orjinal değere yakın hatta daha yüksek değerler rapor etmiştir. Bu konudaki farklı sonuçlar, kullanılan yapıştırıcı ve braket sistemindeki farklılara veya braket tabanı ve mine yüzeyinin tekrar hazırlanmasında farklı yöntemlerin kullanılmasına bağlanabilir<sup>124</sup>.

#### **2.3.1. Mine Yüzeyinden Artık Adezivin Temizlenmesi**

Ortodontik ataşmanların çıkartılmasından sonra mine yüzeyinin orjinal durumuna getirilmesi çok önemlidir. İdeal bir ortodontik yapıştırıcıda olması gereken önemli bir özellik, sabit ortodontik tedavi sırasında uygulanan farklı kuvvetlere direnebilecek kadar güçlü bir şekilde mineye bağlanabilmesi ve tedavi sonunda mine yüzeyinde artık bırakmadan, histomorfolojik değişikliklere neden olmadan kolaylıkla temizlenebilmesidir. Braketlerin sökülme işleminden sonra kalan yapıştırıcı artıklarının güvenli ve etkili olarak temizlenebilmesi için bir çok yöntem tanıtılmıştır<sup>14,32</sup>.

##### **2.3.1.1. El Aletleri**

###### **2.3.1.1.1. Küret**

Küretler, artık yapıştırıcı bulunan bölgelerde periodontal diş yüzeyi temizliği uygulamasına benzer biçimde kullanılırlar. Diş yüzeyinde kazıma yaparak artık yapıştırıcının yüzeyden kopmasını sağlarlar, ancak bu kopma esnasında mineden parça kopma riski de yüksektir. Çalışma verimliliği ve hız açısından avantajlıdır, ancak mine yüzeyinde kalıcı oluklar ve çizikler oluşturması nedeniyle kullanımı çok güvenli değildir ve tercih edilmemektedir<sup>125,126</sup>.

###### **2.3.1.1.2. Yapıştırıcı Artıklarını Uzaklaştırma Pensi (Bond Remover Pensi)**

Bir ucunda tungsten karbiden yapılmış bir bıçağı olan, diğer ucunda ise dişlerin okluzal kısmına oturacak şekilde tasarlanmış plastik bir parça ihtiva eden bu pens, yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde gingivo-okluzal yönde sıyırma hareketi yaparak



kullanılmaktadır. Özellikle kanin ve premolar gibi vestibül kurvatürü olan dişlerde verimli çalışan bir yöntemdir ancak mine yüzeyinde kalıcı oluklar yaratma riski yüksektir<sup>125,126</sup>.

Krell ve ark., yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırma pensinin ultrasonik aletlere göre mineye daha az zarar verdiğini bildirmişlerdir<sup>127</sup>.

Retief ve Denys, keskin uçlu penslerin, derin mine çiziklerine neden oldukları için yapıştırıcı artıkların temizlenmesinde uygun olmadığını belirtmişlerdir<sup>128</sup>.

Hong ve ark. ise yaptıkları çalışmada keskin uçlu penslerin yapıştırıcı artıklarının kaldırılmasında ideal etkiyi sağlayabileceğini belirtmişlerdir<sup>129</sup>.

### **2.3.1.2. Ultrasonik Temizleyici**

Ultrasonik titreşimler ile artık adezivin uzaklaştırılmasını sağlar. Ultrasonik titreşimler ses dalgalarıyla aynı tipte ancak frekansları daha fazla olan mekanik titreşimlerdir. Titreşim hareketinin en ileri ve en geri noktası arasındaki mesafe 0.006-0.1 mm arasında değişmektedir. Ucun bir saniyedeki titreşim sayısı ise 25.000-42.000 arasında değişir. Uygulamanın fazla zaman alması, yüksek ısı nedeniyle pulpal hassasiyet gelişmesi ve diş yüzeyinde derin çizikler oluşturabilmesi dezavantajlarıdır<sup>125,126</sup>.

Hosein ve ark., yüksek hızlı ve düşük hızlı TC frez, ultrasonik kazıyıcı ve söküm pensini karşılaştırdıkları çalışmalarında en fazla mine yüzeyi kaybının ultrasonik kazıyıcı ve yüksek hızlı TC frezde gözlendiğini bildirmişlerdir<sup>23</sup>.

### **2.3.1.3. Kumlama ile Hava Abrazyonu**

#### **2.3.1.3.1. Alüminyum Oksit Hava Abrazyonu**

27-50 mikron boyutunda alüminyum oksit partikülleri kontrollü olarak yaklaşık 5 cm mesafeden diş yüzeyine gönderilir. Partiküllerin basma direnci 270 GPa, sertliği 2700'dür<sup>130</sup>.

Cook ve ark., yaptıkları bir araştırmada, alüminyum hava abrazyonu ile artık kompozitin mine yüzeyinden düzgün bir şekilde temizlendiğini göstermişlerdir<sup>131</sup>.

#### **2.3.1.3.2. Bioaktif Cam-Hava Abrazyonu**

Pudra formundaki bioaktif camlar ile yapılan hava abrazyonunda ise 27-53 mikron arasındaki cam partikülleri 5 cm mesafeden diş yüzeyine gönderilir, bu partiküllerin basma direnci 35 GPa, sertliği 458'dir. Alüminyum oksit hava abrazyonu tekniğine göre mine yüzeyine daha hafif kuvvet uygulandığından ve daha yumuşak partiküller gönderildiğinden mine için daha konservatif olduğu belirtilmiştir<sup>130</sup>.

Banerjee ve ark., yaptıkları çalışmada yavaş hızlı dönen TC frez, bioaktif cam ve alüminyum oksit hava abrazyonu yöntemlerinin debonding sonrası mine yüzeyi temizliğindeki etkinliğini karşılaştırmışlardır. En az mine kaybı bioaktif cam-hava abrazyonu grubunda görülürken, tüm gruplarda artık adeziv tam olarak temizlenmiştir. Araştırmacılar bioaktif cam-hava abrazyonu yönteminin altın standart kabul edilen TC frezden daha iyi klinik sonuç verdiğini, gelecekte klinik kullanım için uygun olduğunu belirtmişlerdir<sup>130</sup>.

Kumlama ile hava abrazyonu sistemlerinin yapıştırıcı artıklarının kaldırılmasında kullanışlı olduğu bildirilse de rubberdam, maske ve göz koruyucu kullanılması gerekliliği bu sistemin dezavantajları arasındadır<sup>132</sup>.

#### **2.3.1.4. Döner Aletler**

Düşük ya da hızlı devirde çalışan döner aletlere takılan çeşitli yapıdaki enstrümanları kapsamaktadır. Bu uygulamalarda kullanılan enstrüman dış yüzeyinde mezyodistal olarak tek bir yönde uygulanmalıdır. Uygulamalarda hava soğutmalı, su soğutmalı ve soğutmasız sistemler kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda su soğutmalı sistemlerin kullanılması, mineye zarar vermemesi açısından en güvenli yöntem olarak bildirilmiştir<sup>14,32,125</sup>.

##### **2.3.1.4.1.Paslanmaz Çelik Frez**

Paslanmaz çelik frezler restoratif diş hekimliğinde kavite hazırlanması sırasında kullanılabilir. Vickers sertlik değeri yapıştırıcı ajanlara yakın, dayanıklılığı azdır, verimliliği çok düşük olup çalışma zamanını uzattığı için paslanmaz çelik frezler adeziv temizlemek amacıyla tercih edilmemiştir<sup>125,126</sup>.

##### **2.3.1.4.2.Tungsten Karbid Frez (TC Frez)**

Tungsten karpid frez, sabit ataşmanların çıkarılmasını takiben mine yüzeyinde kalan artık kompozitin temizlenmesinde en sık kullanılan materyaldir, tüm literatür tarafından düşük turda kullanımı dış yüzeyinde arta kalan yapıştırıcının temizlenmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Farklı yüzey temizleme tekniklerinin karşılaştırıldığı tüm çalışmalarda tungsten karbid frez kullanımının mine yüzeyinde en az zarar oluşturan teknik olduğu konusunda görüş birliği vardır<sup>3,127,133</sup>.

Tungsten karbid materyal olarak Vickers sertlik skalasında 1700-2400 kg/mm<sup>2</sup> aralığında yer alırken bu değer asitlenmemiş diş minesini için 300-350 kg/mm<sup>2</sup>, yapıştırıcı adezivler için 20-100 kg/mm<sup>2</sup> arasında değişkenlik göstermektedir. Tungsten karbidin daha

yüksek sertliğe sahip olması dış minesinden de madde kaldırmasına olanak sağlar, bu sebeple dikkatli kullanılmalıdır<sup>127</sup>.

Kullanılan frezlerin bıçak sayıları ve özellikleri, turlu aletin hızı, soğutma şekli ve uygulamayı takip eden yüzey parlatma teknikleri açısından literatürde farklı yorumlar yer almaktadır. Mine yüzeyinden artık yapıştırıcı temizlenirken en az iyatrojenik zararın düşük devirde tungsten karbid frez kullanımı ile oluştuğunu savunan araştırmacılar literatürde çoğunluğu oluştururken, bazı araştırmacılar tungsten karbid frezin yüksek hızda kullanımını önermiştir<sup>14,23,49,133</sup>. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, mine yüzeyinden en az madde kaybına neden olan ve en az pürüzlü yüzeyi sağlayan yöntemin, düşük devirde tungsten karbid uygulamasını takiben ince partiküllü alüminyum oksit disklerle polisaj ve son olarak lastik ile pomza uygulaması olduğu belirtilmiştir<sup>127,133</sup>.

Hong ve ark., büyük kompozit artıklarının bond remover pensi veya yüksek devirli TC frezle alınmasından sonra kalan adezivin düşük devirli TC frezle temizlenmesini önermiştir<sup>129</sup>.

Ireland, yaptığı çalışmada en az mine kaybının düşük devirli, su soğutmasız angldruvalara takılan TC frezler yardımıyla elde edildiğini göstermiştir. Bu yöntemle temizleme sırasında ortaya çıkan yapıştırıcı artıklarına ait tozlar hastanın yüzüne kontamine olmaktadır. Bu olumsuzluğa rağmen başlangıç mine yüzeyine oldukça yakın, pürüzsüz mine yüzeyi elde edilebileceği belirtilmiştir<sup>134</sup>.

Eminkahyagil ve ark., farklı yüzey temizleme yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında yapıştırıcı artıklarının en hızlı şekilde yüksek hızlı air-rotorlere takılı TC frezler yardımı ile temizlendiğini ama mineye en fazla zararı da bu yöntemin verdiğini bildirmişlerdir. Sof-Lex diskler ise yapıştırıcı artıklarını en uzun sürede temizlemişler ve düzgün bir yüzey elde etmişlerse de çok sayıda artık bırakmışlardır. Bu çalışmada en güvenilir yöntemin soğutmalı, düşük hızlı TC frezler olabileceği vurgulanmıştır<sup>135</sup>.

#### **2.3.1.4.3. Elmas Frez**

Elmas frezler dişhekimliği pratiğinde; protetik diş preparasyonu, restoratif uygulamalarda kavite hazırlanması gibi amaçlarla rutinde kullanılmaktadır. TC freze göre daha agresif kesme özelliğine sahiptir. Farklı model, büyüklük ve gren çeşitleri mevcuttur, diş yüzeyinden 7-50 µm aşındırma yapabilir. Artık adezivin kaldırılmasında çok etkilidir ancak yüzey pürüzlülüğü açısından çok tercih edilmemelidir. Uygulama sonrası mutlaka diş yüzeyi polisajlanmalıdır<sup>32,136</sup>.

Eliades ve ark., yaptıkları çalışmada 8 bıçaklı TC frez ve ultra-fine elmas frezi karşılaştırmış ve bu işlem sonrası Sof-Lex diskler ile cilalama işlemi yapmışlardır. Elmas frezle temizlenen yüzeyin daha pürüzlü olduğu ve Sof-Lex disk ile yapılan cilalama işleminde yüzey pürüzlülüğünü azaltan kalıcı bir etki oluşmadığını bildirmişlerdir<sup>137</sup>.

#### **2.3.1.4.4. Güçlendirilmiş Kompozit Frez**

Mine yüzeyindeki artık adezivin uzaklaştırılmasında son yıllarda geliştirilen güçlendirilmiş kompozit frezler de kullanılmaktadır. Bunlar zircon partikülleriyle güçlendirilmiş cam fiber kompozit frezler ve 40 µm boyutunda alüminyum oksit partikülleriyle güçlendirilmiş polimer kaideli frezlerdir. Bu frezlerin mine yüzeyi için minimum abraziv özellikte olduğu iddia edilmektedir, ancak ilerleyen yıllarda daha çok çalışma yapılması gerektiği vurgulanmaktadır<sup>136</sup>.

Schuchard ve Sato, temizleme sırasında meydana gelebilecek ısı artışlarının dişin sert dokularında yapısal değişikliklere neden olabileceği gibi pulpal dokulara da zarar verebileceğini rapor etmişlerdir<sup>137,138</sup>.

Zach ve Cohen, in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında meydana gelebilecek 5,5 derecelik ısı artışının, pulpanın % 15'inin nekrozuna, 11,1 derecelik ısı artışının pulpanın % 60'ının nekrozuna, 16,6 derecelik ısı artışının ise pulpanın tamamının nekrozuna yol açtığını bildirmişlerdir<sup>139</sup>.

Bazı araştırmacılar ısı artışındaki faktörlerin, bıçağın boyu ve tipine, temas süresine, tork ve frezlerin abraziv özelliklerine, bir diğer grup araştırmacı ise uygulanan basınca ve yapıştırıcı artıklarının miktarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Yapılan araştırmalarda frezlerle yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırılmasında hava su spreyi şeklinde kullanılan soğutma sistemlerinin ısı artışını kontrol altında tutmaya yardımcı olduğu gösterilmiştir<sup>140,141</sup>.

#### **2.3.1.4.5. Diskler**

Yüzeyinde aşındırıcı partiküller bulunan şerit şeklinde bitirme ve polisaj frezleridir. Bu diskler etrafındaki ince abraziv tabaka sayesinde klinik etkinlik sağlar ve genellikle tek kullanımlıdır. Abraziv özelliği çoğunlukla yüzeydeki alüminyum oksit partikülleri sağlar. Bu partiküller medium disklerde 55-100 µm arasındayken, ince ve çok ince bitirme disklerinde 7-8 µm boyutuna kadar düşebilir. Bunun haricinde silikon karbid, kuvars, zımpara taşı ve lal taşı da kullanılmaktadır. Her firma değişik özellikler sunarak kendi diskini piyasaya sürmüştür. Debonding sonrası mine yüzeyinin temizlenmesi esnasında diskler medium, fine

ve ultra-fine sırasıyla kullanıldığı gibi son yıllarda çıkan tek aşamalı disklerin bu üç aşamayı kaldırıp hem zaman kaybını engellediği hem de daha etkili sonuçlar verdiği bildirilmiştir<sup>136</sup>.

Osorio ve ark., çalışmalarında düşük ve yüksek devirde 12 bıçaklı TC frez, arkansas taşı, Sof-Lex disk, Enhance kompozit bitirme diski ve Enhance kompozit bitirme ve polisaj diskini karşılaştırmıştır. En pürüzsüz yüzeyin Enhance bitirme ve polisaj diskleriyle, daha sonra Sof-Lex disk ve üçüncü olarak Enhance bitirme diskinin yalnız kullanıldığı grupta elde edildiği belirtilmiştir. En pürüzlü yüzey ise arkansas taşıyla temizlenen grupta oluşmuştur. Yüzey pürüzlülüğü açısından yüksek ve düşük devirde uygulanan TC frezde farklılık bulunmamıştır. Kullanılan hiçbir uygulamanın mineye zarar vermeden artık adezivi tam olarak temizleyemediği bildirilmiştir<sup>142</sup>.

#### **2.3.1.4.6. Abraziv Lastikler**

Farklı gren, model, boyut ve sertlikte olan, abraziv özelliğini yapısında ihtiva ettiği silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit veya zirkonyum oksit ile sağlayan lastikler artık adezivin temizliğinde düşük devirde kullanılmaktadır. Uygulama alanı olarak geniş alanda çalışmaları, adeziv olmayan yüzeylere de temas etmeleri ve hantal olmaları nedeniyle TC frez kullanımını takiben yüzeyin parlatılmasında kullanılmaları önerilmektedir<sup>143</sup>.

Campbell, yaptığı çalışmada braket sökümü ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında mine yüzeyinde istenmeyen hasarlara neden olunabileceğini bildirmiştir. Bu mine hasarlarının giderilmesi için bir takım parlatma işlemlerine ihtiyaç olduğunu belirtmiştir. Braket sökümü sonrasında dişlerin cilalanmasının etkili ve hasta açısından da rahat olması gerektiğini ve bunun dört basit işlem ile sağlanabileceğini açıklamıştır. Braketlerin sökümünü takiben yapıştırıcı artıklarının kaldırılmasında ilk önce bir anguldurvaya takılı TC frezi tek yönde dikkatlice uygularken mineye temas etmemeye özen göstermiştir. Mine yüzeyindeki büyük skarları kaldırmak için aşındırıcı lastik frezleri kullanmıştır. Mine yüzeyine su ile karıştırılmış pomzayı lastik frezler yardımı ile düşük turlarda dikkatlice uygulamıştır. İlk olarak iri taneli alüminyum oksit içerikli silikon frezleri düşük turlarda uyguladıktan sonra son parlaklığı elde etmek için ince taneli alüminyum oksit içerikli başka bir frezi kullanarak temizleme işlemini bitirmiştir. Temizlenen mine yüzeyleri taramalı elektron mikroskopuyla incelendiğinde herhangi bir işleme tabi tutulmamış mine yüzeyine yakın bir yüzey elde edildiği bildirilmiştir<sup>144</sup>.

Literatürde çok fazla çalışma olmasına rağmen debonding sonrası diş yüzeyinde kalan adezivin temizlenmesinde hangi tekniğin daha etkili olduğuna dair bir fikir birliği yoktur<sup>145</sup>.

### 2.3.2. Braket Tabanının Temizlenmesi

Günümüzde sabit ortodontik tedavide yaygın olarak kullanılan straight-wire tekniğinin, en önemli noktalarından birisi braketin diş yüzeyinde doğru olarak konumlandırılmasıdır. Bu teknikte, yanlış konumda yapıştırılmış braket nedeniyle dişte oluşan konum bozukluğunu düzeltmek için ark teline büküm vermek yerine braketin sökülüp yeni bir braketin yapıştırılması önerilmektedir. Gerek bu teknikte gerekse diğer sabit tedavi tekniklerinde okluzal kuvvetler veya diğer nedenlerle diş yüzeyinden kopan braketin yerine yeni bir braketin yapıştırılması ortodontik tedavinin maliyetini çok önemli oranda arttırmaktadır<sup>146</sup>.

Braketlerin yeniden kazanılması yani yeniden kullanılabilir hale getirilmesi bir çözüm olarak düşünülebilir. Ortodonti pratiğinde kullanılmış braketlerin ekonomik amaçlarla yeniden kazanılması sıklıkla başvurulan yöntemlerden biridir<sup>147,148</sup>. Yeniden kazanma, kullanılmış braketlerin tabanlarında kalan artık yapıştırıcının temizlenerek yeniden kullanılabilir hale getirilmesi işlemidir. Braketlerin tekrar kullanımları ekonomik yönden avantaj sağlayabilir ancak tekrar kullanımda başarı şansını arttırmak için braket kadesinin artık rezin materyalinden tamamen arındırılması gerekmektedir. Bu işlem sırasında slot ve taban yapısına zarar vermemek gerekmektedir<sup>149</sup>.

Matasa, yeniden kazanma işleminin braket üzerindeki etkisinin kullanılan yöntemle, braketin üretim şekline, braket taban yapısına bağlı değişiklikler gösterdiğini belirtmiştir<sup>150</sup>.

Buchman, çeşitli yöntemlerle yeniden kazanılmış braketlerin tork açıları ve slot genişliklerinde istatistiksel olarak bir fark olmadığını bulmuştur. Bu nedenle yeniden kazanılmış braketlerin kullanılmasında bir sakınca olmadığını ileri sürmüştür<sup>151</sup>.

Kopmuş braketin tabanındaki artık kompoziti hasta başında kısa sürede temizleyecek değişik yöntemler kullanılmaktadır. Braket tabanındaki kompozit rezinin yakılması, mollenmesi, kumlanması, kimyasal solüsyonlarla çözülmesi ve daha sonra braketin ultrasonik banyoda temizlenmesi, lazer kullanılması bu yöntemler arasında sayılmaktadır<sup>152,153,154</sup>.

#### 2.3.2.1. Yapıştırıcı artıklarının yakılarak temizlenmesi

Braketi yeniden kazanma amacıyla kullanılan yöntemlerden ilki, braket tabanındaki adeziv artıklarının yakılmasıdır. Isı, braketin genel şekli ve boyutlarında az da olsa değişikliğe neden olmaktadır. 400°C sıcaklıkta çelikte korozyon oluşmaya başlar, kromiyum karbit çökeltisi meydana gelir ve metal alaşımın yapısı zayıflar. 650°C'nin üstünde metal yumuşar, sertlik ve gerilme kuvveti gibi özelliklerini geriye dönüşü olmayacak şekilde kaybeder<sup>155</sup>.

Isıya tabi tutulan braketlerin üzerindeki pürüzlülüğü ve matlaşmayı gidermek amacıyla mutlaka polisaj gereklidir. Polisaj, yiyecek ve içeceklerin ağız içinde oluşturduğu korozyon

etkisinden de braketleri korur. Ancak polisaj işlemi ile koroziv ve oksit bileşenlerin azalması yanında braket tabanının pürüzlülüğü de azalır, kanatlar, çengeller ve braket kenarlarında metal kaybı oluşur ve incelme meydana gelir, slot etkilenir. Kaybolan metal miktarının, ısının kullanıldığı yöntemde yaklaşık 50 mikron, kimyasal çözücülerin kullanıldığı yöntemde ise 5-10 mikron kadar olduğu belirtilmiştir. Bu işlemler sonucunda slot boyutlarında meydana gelen kayıpların, braketin birden fazla aynı işlemlerden geçirilmesi sonucunda daha da artacağı ve klinik sonuçları da etkileyebileceği göz ardı edilmemelidir<sup>156</sup>.

420-500°C sıcaklıkta braketin altındaki yapıştırıcı toz haline gelmekte ve ultrasonik yöntemlerle kolaylıkla uzaklaştırılmaktadır. Kopan braketleri yeniden kazanma amacıyla üretici firmalar tarafından kullanılan Esmadent cihazı (Esmadent Inc. South Holland IL, USA) ile braketler 454°C'de 45 saniye ısıtılır, ultrasonik temizleyicide temizlenir, su ile yıkanır kurutulduktan sonra 45 saniye elektropolisaj işlemi uygulanır. Braketlerdeki elektrolizi nötralize etmek amacıyla braketler sodyum bikarbonat solüsyonuna sokulduktan sonra sıcak su ile yıkanmaktadır<sup>156,157</sup>.

Yapılan çalışmalarda, Esmadent cihazı ile yeniden kazanılan braketlerin dişe bağlanma dayanımlarının yeni braketlere göre daha düşük olduğunu gösterilmiş, ancak bu farkın klinikte göz ardı edilebileceği belirtilmiştir<sup>156</sup>.

Isı ile yeniden kazanılan braketlerde dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta ise, korozyon nedeniyle Fe, Cr, ve Ni gibi metal iyonlarının açığa çıkarak vücuda girmesidir. Özellikle Ni ve Cr önemlidir çünkü bu metaller alerjik, toksik ve karsinogenik reaksiyonlara neden olmaktadır<sup>158</sup>. Ayrıca temizleme, dezenfeksiyon veya sterilizasyon sonucu materyalin özelliklerinin ne kadar bozulup bozulmadığı da önemlidir<sup>156</sup>.

### **2.3.2.2. Kimyasal çözücülerin kullanılması**

Braketlerin yeniden kullanılabilmesi için geri kazanımları bazı kimyasal solüsyonlar kullanılarak da üretici firmalar tarafından yapılabilmektedir. Bu yöntemde braketler 100 °C'nin altında yüksek titreşimle çalışan cihazlarda kimyasal çözücü içinde yapıştırıcı artıklarından temizlenir. Bu işlem sonrasında braketler 250 °C'ye kadar ısıtılarak sterilize edilir<sup>99</sup>. Isı braketin yeniden kazanılmasında kritik faktördür çünkü braketin mikro yapısına zarar verebilir. Bu süreç braketin metal alaşımının bütünlüğünün bozulmasına ve yapısının zayıflamasına neden olabilir, korozyona karşı direnci azalabilir. Geri dönüşüm yöntemi elektrokimyasal polisaj ile tamamlanmaktadır. Polisaj ile yüzeydeki pürüzler elimine edilmekte, korozyon ihtimali azaltılmaktadır. Firmalar aynı braketin tekrarlayan rebondingleri için kimyasal çözücülerin kullanılmasını önermektedir<sup>159</sup>.

### 2.3.2.3. Kumlama ile hava abrazyonu

Kumlama işlemi, mikron düzeyindeki (0,1 µm dan 500 µm'na kadar) alüminyum oksit parçacıklarının yüksek basınç altında (80-100 psi) belirlenen yüzeye püskürtülmesi işlemidir<sup>114,146</sup>.

Kumlama tekniği, diş hekimliğinde daha çok metal malzemelerin yüzeylerinin pürüzlendirilerek adeziv rezin ve simanlarla metallere arasında oluşabilecek kimyasal ve mekanik bağlantıların artırılması için kullanılmaktadır. Ortodontide bantların simanlarla ve braketlerin adeziv rezinlerle olan tutuculuklarını arttırmak için bu yöntem uygulanmaktadır. Son yıllarda bazı firmalar tabanları kumlanmış metal braket üretimine başlamışlardır. Bu şekilde braketlerin taban yapıları ve adeziv rezin arasında oluşacak mekanik bağlanmanın artırılması hedeflenmiştir. Kopmuş braket tabanlarının kumlama yöntemiyle temizlenerek yeniden diş yüzeyine yapıştırılmak üzere hazırlanması, değişik taban yapılarına sahip braketlerde elde edilen yapışma kuvvetini farklı yönlerde etkilemektedir<sup>146</sup>.

Koparıldıktan sonra tekrar kullanılmak üzere tabanı kumlama yöntemiyle temizlenen braketlerin bağlanma dayanımlarını orjinal halde kullanımlarıyla karşılaştıran çalışmalar oldukça sınırlı sayıdadır. Bu çalışmaların birçoğunda da mesh taban yapısındaki braketler değerlendirilmiştir<sup>114</sup>.

Montero ve ark., çalışmalarında mesh yapıda braket tabanındaki adezivi farklı Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikül boyutları kullanarak temizlemiş ve debonding-rebonding prosederünü 3 kez tekrarlamışlardır. Buna göre braket tabanı bir kere kumlanarak yeniden kullanıldığında farklı partikül boyutlarının kullanıldığı gruplar arasında bağlanma dayanımları açısından anlamlı farklılık görülmemiştir. Ayrıca yeni braketlerin bağlanma dayanımı ile bir kere kumlanarak yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımları benzer bulunmuştur. İkinci kez rebonding prosedürü uygulandığında partikül boyutu arttıkça bağlanma dayanımında daha fazla düşüş görülmüştür. Bu çalışmada partikül boyutlarındaki değişim kumlama süresini etkilememiştir<sup>159</sup>.

Başka bir çalışmada 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikül büyüklüğü ile kumlama sonucu 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 'e kıyasla daha iyi braket yüzey polisajı sağlandığı, daha az mikropürüz oluştuğu ve retantif yüzey alanının azaldığı belirtilmiştir<sup>160</sup>.

Buchman, brakti yeniden kazanma amacıyla kullanılan yöntemlerden ikisini aynı anda kullanmış, braket tabanındaki artık kompoziti bunzen ateşinde yaktıktan sonra, 50 µm'luk alüminyum oksitle kumlama yapmıştır. Tekniğin son aşamasında yapılan elektrolitik polisaj sayesinde ise braket tabanındaki oksitler uzaklaştırılmıştır<sup>151</sup>.



#### 2.3.2.4. Döner aletlerle mölleme

Debonding sonrası braket tabanını temizlemede kullanılan diğer bir yöntem de döner aletler ile birlikte çeşitli enstrümanlar kullanılarak yapılan mölleme işlemidir. Bu amaçla elmas frez, tungsten karbid frez, yeşil taş ve abrazyon zımparalar düşük ya da yüksek hızlarda kullanılabilir. Braket tabanı möllenirken adeziv kalıntıları gözle görünmeyene kadar temizlendiğinde dahi hala bir miktar rezin braket tabanında kalmaktadır, aşındırmaya devam edildikçe braket tabanında abrazyon oluşmakta ve retansiyon azalmaktadır<sup>161</sup>.

Aksu ve Kocadereli, braket tabanını temizlemede kumlama ve tungsten karbid frezle mölleme yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kumlama sonrası yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımının orjinal braketlerden anlamlı derecede farklı olmadığını, ancak karbid frezle temizlemenin bağlanma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir. Önceden braket yapıştırılıp temizlenen diş yüzeyinin, ilk kez braket yapıştırılan yeni diş yüzeyiyle kıyaslandığında bağlanma dayanımına etki etmediğini göstermişlerdir<sup>162</sup>.

Yapılan bir in vitro çalışmada, braket tabanının yeşil taşla temizlenmesinden sonra yeniden yapıştırıldığında bağlanma dayanımının orjinal braketlere göre anlamlı olarak azaldığı bulunmuştur<sup>153</sup>.

#### 2.3.2.5. Lazer

Braket geri kazanımında lazer kullanımıyla ilgili çalışmalar sınırlı sayıdadır. Son yıllarda diş hekimliğinde lazer uygulamalarına olan ilgi artmıştır. Diş hekimliğinde ilk olarak Nd:YAG lazer kullanılmıştır. 1997 yılında Er:YAG lazer diş sert dokuları için piyasaya sunulmuştur. Ortodonti pratiğinde lazer; minenin asitlenmesi, debonding sonrası braket tabanındaki adezivin temizlenmesi, seramik braket sökümünde mine hasarı riskinin azaltılması, diş hareketinin neden olduğu ağrının hafifletilmesi, ortodontik diş hareketinin hızlandırılması gibi amaçlarla kullanılmaktadır. Bu amaçlarla Er,Cr:YSGG, Er:YAG, CO<sub>2</sub> ve Ga/Al/As Diode lazer sistemleri kullanılmaktadır<sup>163,164</sup>.

Ishida ve ark.'ın yaptığı çalışmada braket taban temizliğinde kumlama ve Er,Cr:YSGG lazer yöntemleri karşılaştırılmış ve bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir. Er,Cr:YSGG lazer braket tabanındaki adezivin temizlenmesinde etkili olmasına rağmen pahalı bir yöntem olarak görülmüştür<sup>163</sup>.

Yassaei ve ark., braket tabanının temizlenmesinde Er:YAG lazer, kumlama, torch ile yakma ve CO<sub>2</sub> lazer yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında orjinal braketleri kontrol grubu olarak kullanmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımı kumlama grubunda bulunmuş ancak kumlama, Er:YAG lazer ve kontrol grupları istatistiksel olarak anlamlı farklılık

göstermemiştir. Torch ile yakma ve CO<sub>2</sub> lazer yöntemleri diğer gruplardan anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Braket tabanını yakarak temizleme yöntemine kıyasla CO<sub>2</sub> lazerde daha fazla adeziv kalıntısı olduğu görülmüştür. CO<sub>2</sub> lazer braket geri kazanımı için hem pahalı hem de etkili olmayan bir yöntem olarak gösterilmiştir<sup>164</sup>.

Er:YAG lazer ile temizlenen braket tabanları SEM ile incelendiğinde braket tabanındaki adezivin tamamının temizlendiği ve orjinal braket tabanı gibi görüldüğü belirlenmiştir. Kumlanan braket tabanında az miktarda adeziv kalıntısı ve mikropürüzler olduğu görülmüştür<sup>164</sup>.

Braket geri kazanımında amaç, adezivin tamamını temizlerken braket taban yapısına zarar vermemektir. Aynı zamanda çiğneme kuvvetlerine dayanabilecek, ancak debondingi zorlaştırmayacak, mineye zarar vermeyecek optimal bağlanma dayanımı elde edilmelidir. Literatürde sıyırma testi sonucunda elde edilen ve klinik uygulamada yeterli olabilecek minimum yapışma kuvvetine ait kesin bir değer verilmemesine rağmen araştırmalar incelendiğinde 2 MPa ile 28 MPa arasındaki ortalama değerlere rastlanılmaktadır<sup>165</sup>. Reynold kabul edilebilir minimum sıyırma bağlanma dayanımının 5,9 MPa olduğunu belirtmiştir<sup>166</sup>.

Ortodontik tedaviler sırasında uygulanan kuvvetlerin ender olarak 4.5 kg'a yaklaştığı rapor edilmiştir. Bu miktardaki bir kuvvet taban yüzey alanı 12 mm<sup>2</sup> olan bir brakette yaklaşık 3.7 MPa'lık bir kuvvet dağılımına neden olacaktır. Ancak şu da unutulmamalıdır ki klinikteki uygulamalar sırasında ağız ortamındaki nem ve braketler yapıştırıldıktan sonra üzerlerine gelecek okluzal yüklenmeler yapışma kuvvetini azaltıcı yönde rol oynayacaklardır<sup>13</sup>

## 3. GEREÇ VE YÖNTEM

### 3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamız, braket yapıştırma tekniklerinin canlıdaki uygulamasını taklit eden düzeneklerle hazırlanmış deneysel bir çalışma olduğundan, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran ve ortodontik tedavi amacıyla premolar diş çekimi endikasyonu konmuş hastalardan elde edilen 60 adet üst, 60 adet alt olmak üzere toplamda 120 adet küçük azı dişi kullanılarak yapılmıştır. Toplanan üst premolarlara sağ üst 1. premolar braketi, alt premolarlara ise sağ alt 1. premolar braketi yapıştırılmıştır. Çalışmada kullanılan dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulmuştur.

- Ortodontik nedenle çekilmiş olması
- Çürük, dolgu ve restorasyon içermemesi
- Makroskobik olarak mine üzerinde kırık, çatlak veya davye izi olmaması
- Florozisli olmaması
- Dişlerin vestibül yüzeyinde malformasyon bulunmaması
- Herhangi bir kimyasal ajanla işlem görmemiş olması

Hastaların yaşı, cinsiyeti ile dişin çenenin sağ veya sol hangi tarafından çekildiği ve kaçınıcı premolar diş olduğu şeklindeki kriterler göz ardı edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen dişler, içerisinde % 0,1'lik timol solüsyonu olan amber renkli şişede ışık görmeyen ortamda oda sıcaklığında en fazla 6 ay süre ile bekletilmiştir. Dişlerin timolde bekletilme nedeni, bakteri üremesini önlemek ve mine yapısının bozulmasını engellemektir. Timolün adeziv polimerizasyonunu etkilememesi için, dişler braketler yapıştırılmadan bir hafta önce distile su içeren şişelere taşınmıştır. Timolün dişler üzerinden tamamen uzaklaşması için distile su her gün yenilenmiştir.

#### 3.1.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması

Diş örnekleri hazırlanırken, 2 cm uzunluğunda, 1,6 cm iç çapında silindir şeklinde plastik borular kullanılmıştır. Borular, ortodontik beyaz alçı ile doldurularak, braketin konumlandırılacağı bukkal yüzeyler borunun uzun aksına paralel olacak şekilde dişler alçı içine gömülmüştür(Şekil 1).

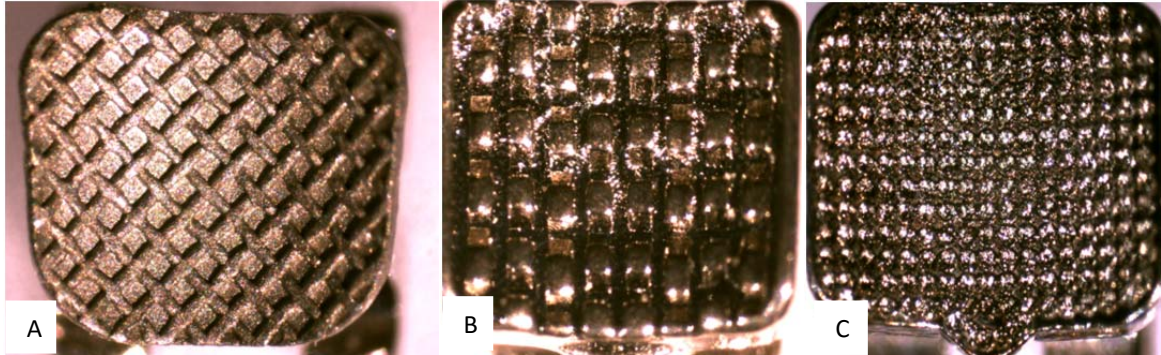


Şekil 1. Plastik borulara alçı doldurularak gömülen ve braketini yapıştırılan diş örneği

### 3.2. Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmamızın temel materyali olan paslanmaz çelik metal braketler çeşitli firmalardan taban tasarımlarının farklılığına göre seçilmiştir. Kullanılan braketlerin hepsi 0.018 slotlu, hooklu, Roth sistem braketleridir(Şekil 2). Çalışmamızda kullanılan braketler, taban özellikleri ve üretici firmalar şöyledir:

- Tek kat örgü taban (foil mesh) tasarımına sahip Gemini (3M Unitek, Monrovia, Calif)
- Mekanik retansiyonlu (integral) taban tasarımına sahip Sprint (Forestadent, Pforzheim, Germany)
- Lazerle işlenmiş taban tasarımına sahip Discovery (Dentaurum, Inspringen, Germany)



Şekil 2. Çalışmamızda kullanılan braketlerin stereomikroskop altındaki taban görünüşleri  
(A: Gemini, B: Sprint, C: Discovery)

Çalışmamızda kullandığımız Gemini braket gövdesi, metal enjeksiyon yöntemiyle üretildikten sonra foil mesh taban braketle lehimlenmiştir. Mesh aralıkları farklı viskozitedeki adezivlerin penetrasyonuna izin verecek genişlikte olup 80 gauge'dir, foil mesh taban üretici firma tarafından mikroetching işlemine tabi tutulmuştur. Braket taban alanları üretici firmadan öğrenilmiş, alt ve üst premolar braketleri için aynı olup  $10,6 \text{ mm}^2$ 'dir.

Sprint braket, tek parça halinde metal enjeksiyon tekniğiyle üretilmiş, integral taban yapısına sahip bir braket çeşididir. Bazı çalışmalarda waffle taban diye de tarif edilen bu braket tabanında, okluzo-gingival yönde eğimlenen ve altında yeterli retansiyon alanları olan metal girinti ve çıkıntılar bulunmaktadır. Tabanı fazla yapıştırıcının kaçışına izin verecek şekilde tasarlanan bu braketin taban alanı üst premolar için 13,2 mm<sup>2</sup>, alt premolar için 13,7 mm<sup>2</sup> olarak belirtilmiştir.

Son yıllarda taban yapısı lazer kullanılarak pürüzlendirilen braketler piyasaya sürülmüştür. Bu teknolojiyle üretilen Discovery braketin tabanında Nd:YAG lazerle çukur şeklinde retansiyon alanları oluşturulmuştur. Metal enjeksiyon tekniğiyle tek parça halinde üretilen bu braketin taban alanı ise üst premolar için 12,3 mm<sup>2</sup>, alt premolar için 12,9 mm<sup>2</sup> olarak belirtilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan iki braket tipinde (Sprint ve Discovery) alt ve üst braketlerin taban alanlarının farklı olması ve üst-alt premolar braketlerinin bağlanma dayanımlarını karşılaştıran çalışma sayısının literatürde yetersiz olması nedeniyle her braket tipi alt ve üst olarak ayrılarak her biri 20'şer adet diş içeren 6 adet grup oluşturulmuştur.

### 3.3. Braketlerin Diş Yüzeyine Birinci Kez Yapıştırılması

Braketlerin dişlere yapıştırılması sırasında tüm gruplara aynı yapıştırma protokolü uygulanmıştır. Alçı kalıplar tamamen sertleştikten sonra dişlerin bukkal yüzeyleri florid içermeyen polisaj patı ve fırçası ile düşük devirde mikromotor kullanılarak 10 saniye süre ile temizlenmiş, daha sonra hava-su spreyi ile 10 saniye yıkanmış ve 10 saniye kurutulmuştur(Şekil 3). Böylece diş yüzeyinde organik ve mekanik hiçbir artık kalmaması sağlanmıştır.



Şekil 3. Diş yüzeylerinin temizlemede kullanılan florid içermeyen polisaj patı

Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması sırasındaki işlemler üretici firmaların talimatlarına uygun olarak yapılmıştır. Mine yüzeyi % 37'lik jel şeklindeki ortofosforik asitle (Pulpdent, Jumbo Etch Royale Kit, Watertown-ABD) 20 saniye pürüzlendirilmiş, sonrasında hava-su spreyi ile yaklaşık 10 saniye yıkanmış, 10 saniye kurutulmuştur(Şekil 4). Bu işlemden sonra minenin yeterince pürüzlendiğini gösteren beyaz, tebeşirimsi, soluk, buzlu cam görüntüsü izlenmiştir. Bu görüntü diş yüzeyinin tamamen kuru olduğunun da bir göstergesidir.



Şekil 4. Braketleri yapıştırmada kullanılan% 37'lik ortofosforik asit

Araştırmada flor salgılamayan, ışıkla sertleşen bir pasta ve bir primer solüsyonundan oluşan nomiks yapıda kompozit yapıştırıcı Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) kullanılmıştır. (Şekil 5) Primer dişin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde fırça kullanılarak uygulanmıştır. Primerin yüzeyi hava ile inceltildikten sonra yapıştırıcı kompozit braket tabanına uygulanmıştır. Braket mine yüzeyine braket tutucu yardımıyla yerleştirilip, kretuar ile sıkıca bastırıldıktan sonra, taşan fazla kompozit sond yardımıyla temizlenmiştir. Tüm braketler dişlerin bukkal yüzeylerine, tabanları silindirik boruların uzun eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir.



Şekil 5. Çalışmamızda kullanılan Transbond XT adeziv primer ve pasta set

Braketin diş üzerindeki uygun konumu sabitlendikten sonra LED ışık kaynağı (Elipar FreeLight 2, 3M ESPE) kullanılarak adeziv rezinin polimerizasyonu sağlanmıştır(şekil 6). LED ışık cihazının uç kısmı braket-diş ara yüzeyine dik ve mümkün olduğunca yakın olacak şekilde tutularak, mezyal ve distal kenardan 10'ar saniye süreyle toplam 20 saniye ışık uygulanmıştır.



şekil 6. Çalışmamızda kullanılan LED ışık cihazı

#### **3.4. Sıyırma Testi Uygulanarak Braketlerin Koparılması**

Çalışmamızda sıyırma testi uygulanmak üzere her seferinde 20 adet örnek hazırlanmıştır. Yapıştırma işleminden sonra örnekler, içinde distile su bulunan kaplara konmuş ve sıyırma testine kadar yaklaşık 24 saat boyunca 37 °C sıcaklık sağlayan etüv içersine yerleştirilerek saklanmıştır.

Yapıştırılan braketlerin sıyırma bağlanma dayanımları, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan, 'Testometric' cihazı (Testometric M500 25kN, Rochdale, İngiltere) ile ölçülmüştür. Bu cihazın, biri sabit diğer hareketli 2 parçası vardır. Sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye, hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya makaslama kuvveti uygulanabilmektedir (şekil 7).





Şekil 7. Braketlerin kopartılmasında kullanılan Testometric cihazı

Makaslama sıyırma testi uygulayabilmek için öncelikle alt tablaya bağlı olan metal parça içerisine hazırlanan örnekler yerleştirilmiştir. Test sırasında herhangi bir kayma olmaması için metal parçanın yan taraflarındaki vidalar sıkıştırılarak örnekler sabitlenmiştir. Örneklerin yeri sıyırma bıçağının iniş yönüne göre ayarlanmıştır. Sıyırma bıçağı, braketin kanatları ile tabanı arasında dik olarak inecek ve bıçağın hareket yönü, dişin vestibül yüzeyi ile braketin tabanına paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bıçak brakete kuvvet uygulamadan hafif degecek durumdayken test başlatılmıştır. Sıyırma bıçağının crosshead (iniş) hızı, dakikada 1 mm olarak ayarlanmıştır.

Test süresince sıyırma kuvvetindeki artış, cihazın bağlı olduğu bilgisayar ekranından izlenmiş, kopma anındaki kuvvet (maksimum bağlanma kuvveti), Newton (N) olarak kaydedilmiştir. Ölçülen kopma kuvveti değerleri Newton olarak elde edildikten sonra, bu değerler braketlerin kaide yüzey alanlarına bölünerek, birim alana gelen kuvvet miktarı Megapaskal olarak hesaplanmıştır ( $MPa = \text{Newton}/\text{milimetrekare}$  ).

### 3.5. Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Sıyırma kuvvetleri uygulanarak braketlerin diş yüzeyinden ayrılmaları sağlandıktan sonra her deney örneğine ait braket ve dişin bulunduğu alçı kalıplar kopma bölgelerinin değerlendirilmesi amacıyla etiketlenmiş kilitli poşetler içinde saklanmışlardır. Bu değerlendirmede Bishara ve Trulove'nin kullandığı Adhesive Remnant Index (ARI) kullanılmıştır<sup>154</sup>:

- 1 → Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır.
- 2 → Yapıştırıcının % 90'ından fazlası diş üzerinde kalmıştır.
- 3 → Yapıştırıcının % 10'u ile % 90'ı arası diş üzerinde kalmıştır.
- 4 → Yapıştırıcının % 10'undan azı diş üzerinde kalmıştır.
- 5 → Yapıştırıcının tamamı braket tabanında kalmıştır.



### 3.6. Yapıştırıcı Artıklarının Diş Yüzeyinden Temizlenmesi

Sıyırma testleri uygulanıp, kopma bölgeleri değerlendirildikten sonra ikinci kez braket yapıştırabilmek için mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi gerekmektedir. Mine yüzeyinin tekrar braket yapıştırmaya hazırlanması amacıyla maksimum hızı 250 000 devir/dakika olan air-rotor (Kavo, Germany) kullanılmıştır. Temizleme işleminde 8 bıçaklı tungsten karbid frez (Komet, Germany) kullanılmış, temizleme işlemi su soğutması altında gerçekleştirilmiştir. Kullanılan frez 5 dişte bir yenisiyle değiştirilmiştir. Temizleme işlemine, mine yüzeyine çıplak gözle bakıldığında yapıştırıcı artığı görülmeyinceye kadar devam edilmiştir.

### 3.7. Braket Tabanının Kumlanması

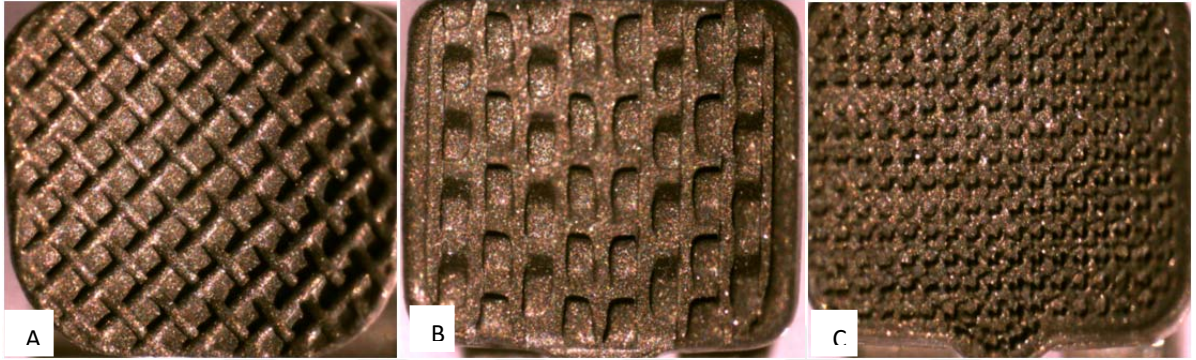
Sıyırma testinde kopan braketin, temizlenen diş yüzeyine yeniden yapıştırılabilmesi için tabanındaki yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırılması gerekmektedir. Braket tabanında kalan yapıştırıcı artıkları kumlama cihazı (Mini Sandblaster, Hager Werken, Germany) ile 90 mikronluk alüminyum oksit partikülleri yaklaşık 1 cm mesafeden 5 Atmosferlik (75 psi) basınçla püskürtülerek temizlenmiştir. Bu temizleme işlemine bir vakumlu kumlama kabı (Airsonic, Hager Werken, Germany) içinde, braket tabanında yapıştırıcı artığı kalmadığı çıplak gözle görülene kadar devam edilmiştir. Kumlama işleminden sonra braket tabanında kalan alüminyum oksit partikülleri 10 saniye boyunca hava sıkılarak temizlenmiştir(Şekil 8).



Şekil 8. Braket tabanlarını kumlamada kullanılan kumlama cihazı

### 3.8. Kopan Braketlerin Temizlenen Diş Yüzeyine İkinci Kez Yapıştırılması ve Sıyırma Testinin Yeniden Uygulanması

İlk sıyırma testinden sonra mine yüzeyinde ve braket tabanında kalan yapıştırıcı artıkları temizlendikten hemen sonra ilk yapıştırmaya benzer prosedürle rebonding işlemi yapılmıştır. İlk sıyırma testinde koparılan braket kumlama sonrası tekrar aynı diş üzerine yapıştırılmıştır. Ardından tüm örnekler 24 saat süre ile 37 °C'deki etüvde distile su içinde bekletilmiş ve ilk sıyırma testlerindeki benzer prosedürle sıyırma kuvvetleri uygulanmış, elde edilen değerler kaydedilmiştir. Kopma bölgelerinin değerlendirilmesi için ARI skorlaması kullanılmış ve ilk yonteme benzer şekilde derecelendirme yapılmıştır.



Şekil 9. Çalışmamızda kullanılan braketlerin kumlama sonrası stereomikroskop altındaki taban görüntüleri (A: Gemini, B: Sprint, C: Discovery)



Şekil 10. Braket tabanlarının görüntülenmesinde kullanılan Olympus marka SZ61 model stereomikroskop

### 3.9. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler, SPSS 15.0 for Windows yazılım programı ile yapılmıştır.

Çalışmamızın istatistiksel değerlendirmesinde, üç farklı taban yapısına sahip üst ve alt braket çeşidinin bağlanma dayanımları, değişkenlerin homojenitesinin belirlenmesi amacıyla Levene testi ile değerlendirilmiş ve değişkenlerin homojen olmadığı görülmüştür. Bu nedenle

grupların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Bu test istatistiklerine göre gruplar arasında en az bir fark bulunduğu belirlendikten sonra, Tamhane Post Hoc analizi ile gruplar arası çoklu karşılaştırmalar birinci ve ikinci test için ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Üç farklı taban yapısına sahip üst ve alt braket çeşidinin birinci ve ikinci sıyırma bağlanma değerlerinin (MPa) Shapiro Wilks testine göre normal dağılıma uygunluğu incelenmiştir. Gemini alt grubu normal dağılım göstermediği için Nonparametrik Mann-Whitney U testi kullanılarak iki sıyırma testi arasında karşılaştırma yapılmıştır. Diğer beş grubun ilk ve tekrarlanan sıyırma testi sonrası elde edilen bağlanma dayanımı değerleri bağımsız gruplarda t-testi ile karşılaştırılmıştır.

Dişler üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının ARI skorları ise örnek sayısı ve yüzde (%) biçiminde gösterilmiş olup gruplar arasındaki karşılaştırmada Ki-Kare testi kullanılmıştır.

Tüm analizlerde  $p \leq 0.05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Sıyırma Deneyleri Sonucunda Elde Edilen Bağlanma Dayanımı Bulguları

Sıyırma testlerinden sonra üç farklı taban yapısına sahip üst ve alt braketlerin MPa cinsinden verdikleri bağlanma dayanımı değerleri (SBS) ve ARI skorlamasına göre artık yapıştırıcı skorları tüm braket gruplarındaki her örnek için ayrı şekilde Çizelge 1, Çizelge 2, Çizelge 3, Çizelge 4, Çizelge 5, ve Çizelge 6' da açıklamalı olarak belirtilmiştir.

Çizelge 1. Discovery alt (DA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
DA-1	27,66	4	33,34	3
DA-2	28,29	4	30,45	3
DA-3	18,34	4	10,79	2
DA-4	20,87	4	20,10	3
DA-5	35,78	4	28,11	3
DA-6	39,26	3	24,76	3
DA-7	41,72	4	27,71	3
DA-8	22,32	5	14,58	2
DA-9	18,04	3	9,10	2
DA-10	16,22	4	12,30	2
DA-11	30,60	4	26,08	2
DA-12	20,63	3	11,89	2
DA-13	18,94	3	13,62	1
DA-14	44,08	5	13,53	3
DA-15	13,06	3	5,33	2
DA-16	9,26	5	6,68	3
DA-17	22,75	3	17,74	2
DA-18	28,88	4	9,46	2
DA-19	16,34	4	8,75	2
DA-20	25,97	4	14,10	2

Çizelge 2. Discovery üst (DÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
DÜ-1	29,50	5	15,57	3
DÜ-2	28,03	3	21,62	2
DÜ-3	28,44	5	13,16	2
DÜ-4	40,01	4	36,82	3
DÜ-5	27,92	4	24,15	3
DÜ-6	35,66	3	21,89	1
DÜ-7	42,01	3	37,06	2
DÜ-8	37,81	5	30,41	4
DÜ-9	25,67	4	24,96	2
DÜ-10	32,79	3	9,57	2
DÜ-11	13,37	4	21,88	2
DÜ-12	45,49	4	28,66	1
DÜ-13	42,01	4	28,88	2
DÜ-14	31,18	4	21,93	2
DÜ-15	28,44	4	25,96	3
DÜ-16	35,67	3	47,49	4
DÜ-17	45,48	4	43,16	3
DÜ-18	32,81	5	33,81	2
DÜ-19	17,62	4	16,02	3
DÜ-20	19,28	4	16,46	3

Çizelge 3. Gemini alt (GA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
GA-1	13,66	2	13,26	3
GA-2	23,87	3	26,79	4
GA-3	13,18	1	13,60	2
GA-4	28,37	3	24,88	4
GA-5	14,22	3	25,42	3
GA-6	15,62	2	9,85	3
GA-7	16,40	2	25,85	3
GA-8	20,83	4	24,18	4
GA-9	7,84	3	17,58	4
GA-10	15,55	3	25,34	3
GA-11	9,52	2	10,61	3
GA-12	8,32	2	9,89	3
GA-13	22,16	3	19,48	4
GA-14	6,99	2	9,19	2
GA-15	31,34	3	27,56	4
GA-16	26,71	3	27,47	4
GA-17	15,99	2	26,64	3
GA-18	6,44	3	8,95	3
GA-19	21,59	3	25,89	3
GA-20	16,33	2	25,99	3

Çizelge 4. Gemini üst (GÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
GÜ-1	26,12	3	26,86	4
GÜ-2	27,89	4	26,08	4
GÜ-3	23,32	2	20,49	4
GÜ-4	24,35	2	21,67	4
GÜ-5	18,33	2	25,28	2
GÜ-6	11,94	2	15,45	3
GÜ-7	29,18	4	25,01	5
GÜ-8	11,69	2	18,15	3
GÜ-9	16,63	2	20,06	4
GÜ-10	11,03	4	29,17	3
GÜ-11	20,96	4	27,22	4
GÜ-12	26,14	2	17,77	5
GÜ-13	22,10	3	15,07	2
GÜ-14	19,88	3	10,89	3
GÜ-15	19,51	3	33,37	3
GÜ-16	16,38	3	16,91	4
GÜ-17	6,88	2	9,37	2
GÜ-18	9,04	2	13,18	2
GÜ-19	17,50	3	19,36	3
GÜ-20	9,27	2	11,45	3

Çizelge 5. Sprint alt (SA) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
SA-1	10,19	3	17,54	5
SA-2	34,47	4	32,47	5
SA-3	16,15	4	25,82	3
SA-4	14,35	5	15,26	4
SA-5	16,86	4	14,20	4
SA-6	14,37	3	20,20	3
SA-7	9,17	4	14,40	5
SA-8	17,48	3	19,60	3
SA-9	19,34	3	23,68	4
SA-10	14,65	3	20,12	3
SA-11	23,72	4	17,31	4
SA-12	28,67	3	23,95	5
SA-13	9,62	3	11,40	4
SA-14	20,47	3	22,92	4
SA-15	23,52	4	33,32	4
SA-16	16,89	3	27,48	3
SA-17	14,99	3	15,49	4
SA-18	17,17	4	22,26	4
SA-19	13,92	3	19,52	4
SA-20	27,62	3	19,83	4



Çizelge 6. Sprint üst (SÜ) braketlerinin 1. ve 2. testteki sıyırma bağlanma dayanımı (SBS) sonuçları ve artık yapıştırıcı (ARI) skorları

Örnek No	1.TEST		2.TEST	
	SBS (Mpa)	ARI Skoru	SBS (Mpa)	ARI Skoru
SÜ-1	26,13	3	16,74	5
SÜ-2	30,05	3	24,42	4
SÜ-3	19,67	4	23,43	4
SÜ-4	24,81	3	25,98	4
SÜ-5	19,07	4	25,30	4
SÜ-6	24,77	4	32,19	4
SÜ-7	27,57	4	44,45	4
SÜ-8	26,21	3	30,72	3
SÜ-9	20,05	4	31,03	4
SÜ-10	23,66	5	26,61	4
SÜ-11	21,99	3	23,17	5
SÜ-12	27,54	5	34,71	4
SÜ-13	17,68	5	22,33	4
SÜ-14	23,01	3	13,87	4
SÜ-15	26,36	3	30,74	4
SÜ-16	25,82	4	18,46	5
SÜ-17	34,25	4	28,60	5
SÜ-18	24,36	3	20,41	4
SÜ-19	24,43	4	26,59	4
SÜ-20	22,80	3	27,33	4

Orjinal halde yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (1.test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri ile standart sapma değerleri Çizelge 7’ de verilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri Discovery üst braket grubunda elde edilmiştir (MPa=31,95). En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise Gemini alt braket grubunda elde edilmiştir (MPa=16,74).

Çizelge 7. Orjinal halde yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (1.test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama MPa	Standart Sapma	Minimum MPa	Maximum MPa
<b>Discovery alt</b>	20	24.9505	9.59353	9.26	44.08
<b>Discovery üst</b>	20	31.9595	8.91635	13.37	45.49
<b>Gemini alt</b>	20	16.7465	7.26815	6.44	31.34
<b>Gemini üst</b>	20	18.4070	6.73493	6.88	29.18
<b>Sprint alt</b>	20	17.8160	5.80572	9.17	28.67
<b>Sprint üst</b>	20	24.5115	3.88485	17.68	34.25

Kumlanarak yeniden yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (2. test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları, minimum ve maksimum değerleri ile standart sapma değerleri Çizelge 8’ de verilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı değerleri Discovery üst ve Sprint üst braket gruplarında elde edilmiştir (MPa=25,97 ve MPa=25,82). En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise Discovery alt braket grubunda elde edilmiştir (MPa=16,92).

Çizelge 8.Kumlanarak yeniden yapıştırılan braket gruplarının sıyırma testi (2.test) sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama MPa	Standart Sapma	Minumum MPa	Maximum MPa
Discovery alt	20	16.9210	8.56322	5.33	33.34
Discovery üst	20	25.9730	9.99950	9.57	47.49
Gemini alt	20	19.9210	7.36948	8.95	27.56
Gemini üst	20	20.1405	6.62365	9.37	33.37
Sprint alt	20	20.8385	5.83543	11.40	33.32
Sprint üst	20	25.8245	5.65077	13.87	34.71

Çalışmamızda elde ettiğimiz bağlanma dayanımı ile ilgili bulgular, birkaç farklı istatistiksel analiz ile değerlendirilmiştir.

Üç farklı taban yapısına sahip üst ve alt braket çeşidinin bağlanma dayanımları, değişkenlerin homojenitesinin belirlenmesi amacıyla Levene testi ile değerlendirilmiş ve değişkenlerin homojen olmadığı görülmüştür. Bu nedenle grupların karşılaştırılmasında Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Bu test istatistiklerine göre gruplar arasında en az bir fark bulunduğu belirlendikten sonra Tamhane Post Hoc analizi ile çoklu karşılaştırmalar birinci ve ikinci test için ayrı ayrı hesaplanmış, Çizelge 9 ve Çizelge 10’da ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Braket gruplarının orjinal taban yapısında yapıştırılmalarından sonra yapılan 1. sıyırma dayanımı testi sonuçlarına göre;

En yüksek bağlanma değerlerini Discovery üst braketleri vermiş ve Discovery alt dışındaki tüm braket grupları ile aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur( $p \leq 0.05$ ).

En düşük bağlanma değerlerini ise Gemini alt braketleri vermiş ve Discovery üst ve Sprint üst braket gruplarıyla aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır( $p \leq 0.05$ ). Diğer braket grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut değildir.

Discovery alt braketleri; Discovery üst braketlerinden daha düşük, Gemini alt, Gemini üst, Sprint alt braket gruplarından daha yüksek bağlanma değerleri göstermiştir, ancak aradaki

farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Discovery alt braketleri ile Sprint üst braketlerinin bağlanma dayanımları birbirine yakın bulunmuştur.

Gemini üst braketleri; Discovery üst ve Sprint üst braketlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir( $p \leq 0.05$ ). Diğer braket grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut değildir.

Sprint alt braketleri; Discovery üst ve Sprint üst braketlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir( $p \leq 0.05$ ). Diğer braket grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut değildir.

Sprint üst braketleri; istatistiksel olarak anlamlı şekilde Gemini alt, Gemini üst, Sprint alt braketlerinden daha yüksek, Discovery üst braketlerinden daha düşük bağlanma değerleri göstermiştir( $p \leq 0.05$ ).

Braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan 2. sıyırma dayanımı testi sonuçlarına göre;

Discovery üst ve Sprint üst braketleri birbirine yakın ve en yüksek bağlanma değerlerini vermiştir. Buna rağmen bu iki braket grubu sadece Discovery alt braketlerinin bağlanma değerleriyle istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir( $p \leq 0.05$ ). Diğer braket gruplarıyla istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Sprint alt, Gemini üst, Gemini alt braketleri benzer bağlanma değerleri vermiş, birbirleriyle ve diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir.

En düşük bağlanma değerlerini Discovery alt braketleri vermişse de sadece Discovery üst ve Sprint üst braketleri ile istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır( $p \leq 0.05$ ).

Çalışmamızda, hem ilk hem de tekrarlanan testte aynı braket tipinin üst premolar braketleri alt premolar braketlerinden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Ancak üst ve alt braketlerin bağlanma dayanımındaki farklar ilk testte sadece Sprint braketlerde, tekrarlanan testte ise Discovery braketlerde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çizelge 9. Braket gruplarının I. sıyırma testi sonrası çoklu karşılaştırmaları

Test	(I) grup	(J) grup	Ortalamaların farkı (I-J)	Std. Hata	P değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt sınır	Üst limit
test 1	discovery alt	discovery üst	-7.00900	2.92863	0.281	-16.1595	2.1415
		gemini alt	8.20400	2.69130	0.063	-.2430	16.6510
		gemini üst	6.54350	2.62102	0.233	-1.7061	14.7931
		sprint alt	7.13450	2.50741	0.110	-.8104	15.0794
		sprint üst	.43900	2.31439	1.000	-7.0449	7.9229
	discovery üst	discovery alt	7.00900	2.92863	0.281	-2.1415	16.1595
		gemini alt	15.21300*	2.57223	<b>0.000*</b>	7.1572	23.2688
		gemini üst	13.55250*	2.49861	<b>0.000*</b>	5.7095	21.3955
		sprint alt	14.14350*	2.37916	<b>0.000*</b>	6.6310	21.6560
		sprint üst	7.44800*	2.17478	<b>0.030*</b>	.4405	14.4555
	gemini alt	discovery alt	-8.20400	2.69130	0.063	-16.6510	.2430
		discovery üst	-15.21300*	2.57223	<b>0.000*</b>	-23.2688	-7.1572
		gemini üst	-1.66050	2.21569	1.000	-8.5836	5.2626
		sprint alt	-1.06950	2.08005	1.000	-7.5874	5.4484
		sprint üst	-7.76500*	1.84280	<b>0.003*</b>	-13.6409	-1.8891
	gemini üst	discovery alt	-6.54350	2.62102	0.233	-14.7931	1.7061
		discovery üst	-13.55250*	2.49861	<b>0.000*</b>	-21.3955	-5.7095
		gemini alt	1.66050	2.21569	1.000	-5.2626	8.5836
		sprint alt	.59100	1.98829	1.000	-5.6281	6.8101
		sprint üst	-6.10450*	1.73855	<b>0.021*</b>	-11.6264	-5.826
	sprint alt	discovery alt	-7.13450	2.50741	0.110	-15.0794	.8104
		discovery üst	-14.14350*	2.37916	<b>0.000*</b>	-21.6560	-6.6310
		gemini alt	1.06950	2.08005	1.000	-5.4484	7.5874
		gemini üst	-.59100	1.98829	1.000	-6.8101	5.6281
		sprint üst	-6.69550*	1.56203	<b>0.002*</b>	-11.6218	-1.7692
sprint üst	discovery alt	-.43900	2.31439	1.000	-7.9229	7.0449	
	discovery üst	-7.44800*	2.17478	<b>0.030*</b>	-14.4555	-.4405	
	gemini alt	7.76500*	1.84280	<b>0.003*</b>	1.8891	13.6409	
	gemini üst	6.10450*	1.73855	<b>0.021*</b>	.5826	11.6264	
	sprint alt	6.69550*	1.56203	<b>0.002*</b>	1.7692	11.6218	

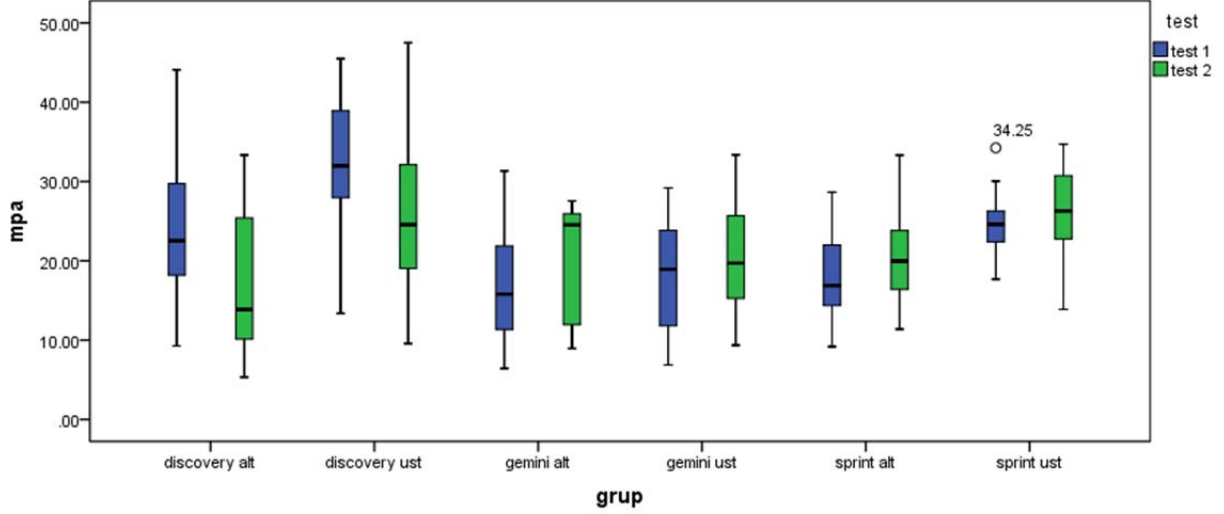
\*Ortalamaların farkı  $p \leq 0.05$  seviyesinde önemli bulunmuştur.

Çizelge 10. Braket gruplarının 2. sıyırma testi sonrası çoklu karşılaştırmaları

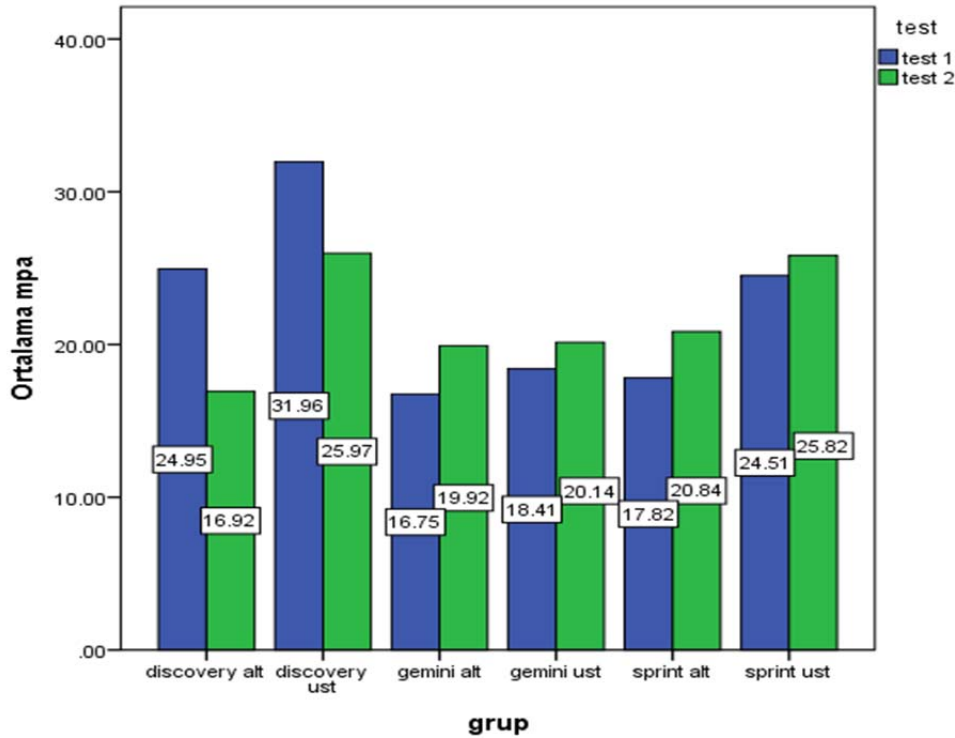
Test	(I) grup	(J) grup	Ortalamaların farkı (I-J)	Std. Hata	P değeri	95% Güven Aralığı	
						Alt sınır	Üst limit
Test 2	discovery alt	discovery üst	-9.05200*	2.94380	<b>0.047*</b>	-18.2611	.1571
		gemini alt	-3.00000	2.52624	0.985	-10.9021	4.9021
		gemini üst	-3.21950	2.42076	0.959	-10.8123	4.3733
		sprint alt	-3.91750	2.31712	0.795	-11.2195	3.3845
		sprint üst	-9.43300*	2.44770	<b>0.007*</b>	-17.1036	-1.7624
	discovery üst	discovery alt	9.05200*	2.94380	<b>0.047*</b>	-.1571	18.2611
		gemini alt	6.05200	2.77758	0.425	-2.6742	14.7782
		gemini üst	5.83250	2.68200	0.431	-2.6298	14.2948
		sprint alt	5.13450	2.58884	0.581	-3.0832	13.3522
		sprint üst	-.38100	2.70635	1.000	-8.9094	8.1474
	gemini alt	discovery alt	3.00000	2.52624	0.985	-4.9021	10.9021
		discovery üst	-6.05200	2.77758	0.425	-14.7782	2.6742
		gemini üst	-.21950	2.21565	1.000	-7.1450	6.7060
		sprint alt	-.91750	2.10192	1.000	-7.5056	5.6706
		sprint üst	-6.43300	2.24505	0.097	-13.4480	.5820
	gemini üst	discovery alt	3.21950	2.42076	0.959	-4.3733	10.8123
		discovery üst	-5.83250	2.68200	0.431	-14.2948	2.6298
		gemini alt	.21950	2.21565	1.000	-6.7060	7.1450
		sprint alt	-.69800	1.97389	1.000	-6.8697	5.4737
		sprint üst	-6.21350	2.12566	0.084	-12.8531	.4261
	sprint alt	discovery alt	3.91750	2.31712	0.795	-3.3845	11.2195
		discovery üst	-5.13450	2.58884	0.581	-13.3522	3.0832
		gemini alt	.91750	2.10192	1.000	-5.6706	7.5056
		gemini üst	.69800	1.97389	1.000	-5.4737	6.8697
		sprint üst	-5.51550	2.00684	0.129	-11.7936	.7626
	sprint üst	discovery alt	9.43300*	2.44770	<b>0.007*</b>	1.7624	17.1036
		discovery üst	.38100	2.70635	1.000	-8.1474	8.9094
		gemini alt	6.43300	2.24505	0.097	-.5820	13.4480
gemini üst		6.21350	2.12566	0.084	-.4261	12.8531	
sprint alt		5.51550	2.00684	0.129	-.7626	11.7936	

\*Ortalamaların farkı  $p \leq 0.05$  seviyesinde önemli bulunmuştur.

Çalışmamızdaki tüm braket grupları için 1. ve 2. testteki bağlanma dayanımı değerlerinin dağılım şekli, dağılımın ortalaması, verilerin yayılma genişliği ve uç değerleri Şekil 11’de gösterilmiştir. Şekil 12’de ise çalışmamızdaki altı grup için bağlanma dayanımı ortalamaları 1. ve 2. test için karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 11. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımlarının grafiksel gösterimi



Şekil 12. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı ortalamaları (MPa)

Üç farklı taban yapısına sahip üst ve alt braket çeşidinin birinci ve ikinci sıyırma bağlanma değerlerinin (MPa) Shapiro Wilks testine göre normal dağılıma uygunluğu incelenmiştir. Gemini alt grubu normal dağılım göstermediği için Nonparametrik Mann-Whitney U testi kullanılarak iki sıyırma testi arasında karşılaştırma yapılmıştır. Diğer 5 grubun ilk kez ve kumlanmış şekilde yapıştırılmaları sonrası bağlanma dayanımı değerleri bağımsız gruplarda t-testi ile karşılaştırılmıştır.

Discovery üst ve Discovery alt braketlerin sıyırma bağlanma dayanımları, kumlama sonrası ikinci kez yapıştırıldığında ilk kez yapıştırmaya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalma göstermiştir ( $p \leq 0.05$ ). Diğer tüm braket gruplarında bağlanma değerleri ikinci sıyırma testinde artış göstermesine rağmen aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Çizelge 11).

Çizelge 11. Braket gruplarının 1. ve 2. sıyırma testi sonucunda elde edilen bağlanma dayanımı ortalamalarının farkı ve istatistiksel anlamı

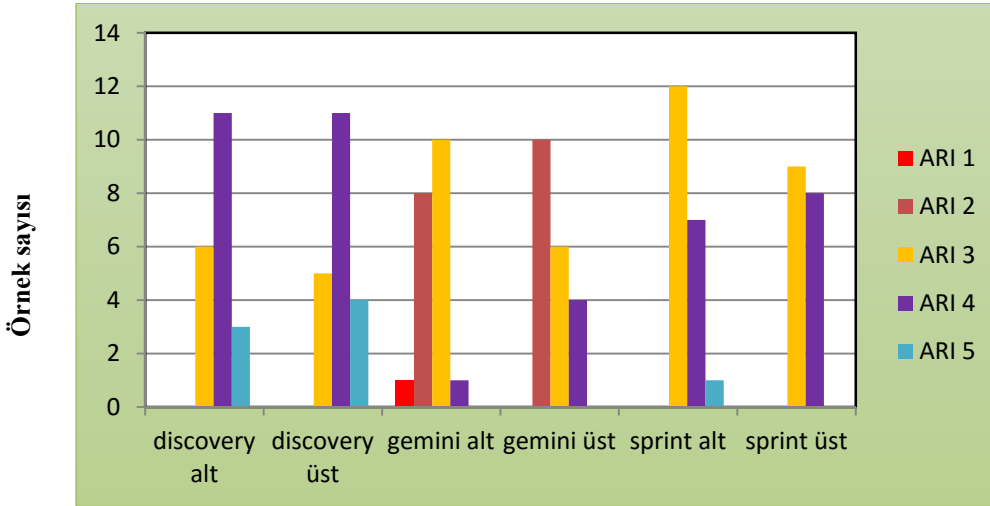
Grup	Test 1 ve test 2 Ortalamaların eşitliği testi	
	P değeri	Ortalamaların farkı
Discovery alt	<b>0.008*</b>	8.02950
Discovery üst	<b>0.043*</b>	5.98650
Gemini alt	0.168	-3.17450
Gemini üst	0.417	-1.73350
Sprint alt	0.109	-3.02250
Sprint üst	0.397	-1.31300

\*Ortalamaların farkı (test 1-test 2)  $p \leq 0.05$  seviyesinde önemli bulunmuştur.

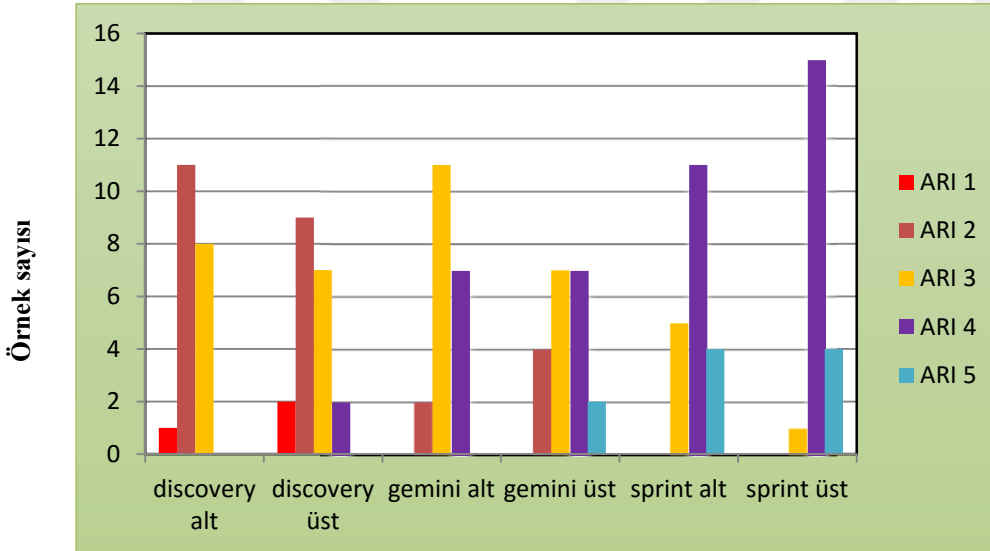
#### 4.2. Sıyırma Deneyleri Sonrası Diş Üzerinde Kalan Yapıştırıcı Miktarları ile İlgili Bulgular

Sıyırma bağlanma testi uygulanan braketlerin kopma bölgelerinin lokalizasyonu, mine yüzeyi ve braket tabanı incelenerek Bishara ve Trulove'nin kullandığı ARI skorlarına göre değerlendirilmiştir. Tüm örneklerin ARI skorları Çizelge 1, Çizelge 2, Çizelge 3, Çizelge 4, Çizelge 5, ve Çizelge 6' da gösterilmiştir. Şekil 13 ve 14'de, 1. ve 2. sıyırma testi sonrası belirlenen ARI skoru dağılımı grafiksel olarak gösterilmiştir. Çizelge 12 ve 13'de tüm çalışma gruplarının 1. ve 2. testteki ARI skoru dağılımı sayısal ve yüzde olarak görülmektedir.

Yapılan Ki-Kare analizi sonucunda hem ilk hem de tekrarlanan sıyırma testinde alt gruplarda ARI skorları dağılımının benzer olmadığı görülmüştür.



Şekil 13. Tüm gruplardaki 1.sıyırma testi sonrası ARI skorları dağılımı



Şekil 14. Tüm gruplardaki 2.sıyırma testi sonrası ARI skorları dağılımı

Discovery alt braketlerinde 1. sıyırma testi sonucunda kopmalar, yapıştırıcının braket tabanında kalmaya eğiliminin fazla olduğu bir şekilde % 85 adeziv içinden, % 15 dış ile adeziv arasından gerçekleşmiştir. Bu braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan 2. sıyırma testinde braket tabanının yapıştırıcıyla olan bağlantısı azalmıştır, örneklerin % 95'inde yapıştırıcı dış üzerinde kalmaya meyilli olacak şekilde adeziv içinden kırılmıştır.

Discovery üst braketlerinde 1. sıyırma testi sonucunda, yapıştırıcının braket tabanında kalmaya eğiliminin fazla olduğu bir şekilde % 80 adeziv içinden, % 20 dış ile adeziv arasından kırılma olmuştur. Kumlama sonucu yapılan 2. sıyırma testinde ARI skorları açısından geniş bir dağılım görülse de braket tabanının yapıştırıcıya tutunmasında belirgin azalma tespit edilmiştir.



Gemini alt braketlerde 1. sıyırma testi sonucunda yapıştırıcı dış üzerinde kalmaya meyilli olacak şekilde % 95 adeziv içinden kırılma göstermiştir. Braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan 2. sıyırma testinde braket tabanının yapıştırıcıyla olan bağlantısı artmıştır. ARI skorlarının 3 ve 4’de yoğunlaşması bunun göstergesidir.

Gemini üst braketlerin tümünde 1. sıyırma testi sonucunda yapıştırıcı dış üzerinde kalmaya meyilli olacak şekilde adeziv içinden kırılmıştır. Kumlama sonucu yapılan 2. sıyırma testinde ARI skorları açısından geniş bir dağılım görülse de braket tabanının yapıştırıcıya tutunmasında artış belirlenmiştir.

Sprint alt braketlerde 1. sıyırma testi sonucunda % 95 adeziv içinden kırılma gerçekleşmiştir, sadece 1 örnekte tüm yapıştırıcı braket tabanında kalmıştır. Kumlama sonrası yapılan 2. sıyırma testinde ARI skorlarının yoğunluk olarak 3’ten 4’e doğru kayma göstermesi yapıştırıcının dış üzerinde kalma eğiliminin azaldığını göstermiştir.

Sprint üst braketlerinde 1. sıyırma testi sonucunda % 85 adeziv içinden, % 15 dış ile adeziv arasından kırılma olmuştur. Braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan 2. sıyırma testinde braket tabanının yapıştırıcıya olan bağlantısı artmıştır, ARI 4 skorundaki artış dikkat çekmiştir.

Çizelge 12. Tüm gruplardaki 1. sıyırma testi sonrası sayısal ve yüzde olarak ARI skorları dağılımı

Grup	Örnek Sayısı	1	2	3	4	5
Discovery alt	20	0 (% 0)	0 (% 0)	6(% 30)	11(%55)	3(%15)
Discovery üst	20	0 (% 0)	0 (% 0)	5(%25)	11(%55)	4(%20)
Gemini alt	20	1(%5)	8(%40)	10(%50)	1(%5)	0 (% 0)
Gemini üst	20	0 (% 0)	10(%50)	6(%30)	4(%20)	0 (% 0)
Sprint alt	20	0 (% 0)	0 (% 0)	12(%60)	7(%35)	1(%5)
Sprint üst	20	0 (% 0)	0 (% 0)	9(%45)	8(%40)	3(%15)

Çizelge 13. Tüm gruplardaki 2. sıyırma testi sonrası sayısal ve yüzde olarak ARI skorları dağılımı

Grup	Örnek Sayısı	1	2	3	4	5
Discovery alt	20	1(%5)	11(%55)	8(%40)	0 (% 0)	0 (% 0)
Discovery üst	20	2(%10)	9(%45)	7(%35)	2(%10)	0 (% 0)
Gemini alt	20	0 (% 0)	2(%10)	11(%55)	7(%35)	0 (% 0)
Gemini üst	20	0 (% 0)	4(%20)	7(%35)	7(%35)	2(%10)
Sprint alt	20	0 (% 0)	0 (% 0)	5(%25)	11(%55)	4(%20)
Sprint üst	20	0 (% 0)	0 (% 0)	1(%5)	15(%75)	4(%20)

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Kullanılan Gereç ve Yöntem ile Elde Edilen Bulguların Tartışması

Ortodontik tedavilerin büyük bir kısmını oluşturan sabit tedavilerde kuvvetler braketler aracılığı ile dişlere aktarılmaktadır. Braketlerin elde edildikleri malzeme, üretim teknikleri, slot genişlikleri, büyüklükleri, tellerle aralarındaki sürtünme değerleri, kullanıldıkları tedavi teknikleri açısından olduğu kadar taban tasarımları açısından da çeşitli alternatifleri üretici firmalar tarafından ortodontistlere sunulmaktadır. Braketlerin taban tasarımlarının farklı olmasının önemi, hasta ağzına uygulandıktan sonra çiğneme kuvvetlerine karşı dayanma yeterliliklerinin uygun olması, söküm işlemi sırasında dişe herhangi bir zarar gelmemesi ve hekimin işini kolaylaştırması olarak sıralanabilmektedir. Braketin dişe bağlanmasının yetersiz olması, tedavi sırasında braket kopmalarına neden olarak tedaviyi aksatmakta, tekrar yapıştırılırken hekime zaman kaybettirmekte ve her yeniden yapıştırma mineden az miktarda da olsa madde kaybına sebep olabilmektedir. Söküm sonrasında artık yapıştırıcının braket tabanında kalması, temizleme araçları ile minede daha az madde kaybı oluşmasını sağladığı gibi, klinik pratiğinde hekime zaman kazandıran, hasta için de konforlu bir durumdur. Öte yandan söküm sonrası adezivin tamamının braket tabanında kalması, kopma sırasında mine yüzeyinde çatlak ve kırık görülme ihtimalini arttıracığından istenmeyen bir durumdur<sup>29,167</sup>.

Son zamanlarda ortodontistler metal braketlerin geri dönüşüm yöntemleri ile yeniden kazandırılması işlemine sıklıkla başvurmaktadır. Bunun temelinde hatalı yerleştirilmiş braketin yerinin değiştirilmesinin gerekmesi veya hastanın dikkat etmeyip braketlerini düşürmesi yatmaktadır. Bu gibi durumlarda her seferinde yeni braketin kullanılması, hem hekime hem de hastaya maddi yük getirmektedir. Bu nedenle aynı hastaya ait braketin temizlenip tekrar o hastada kullanılması yaygın olarak uygulanmaktadır<sup>156</sup>.

Bizim çalışmamız, farklı taban özelliklerine sahip üç çeşit metal braket, çekilmiş dişler üzerine firmalardan gönderildiği gibi doğrudan ve koparıldıktan sonra kumlanarak temizlenme sonrası tekrar yapıştırıldığında sıyırma testlerine karşı mine yüzeyine bağlanma dayanımlarını ve kopma sonrası kalan artık yapıştırıcı miktarlarını değerlendirmek üzere in vitro şartlarda gerçekleştirilmiştir.

Ağız içine benzer şartların hedeflendiği laboratuvar ortamında gerçekleştirilen in vitro braket kopma çalışmalarında, çok fazla değişkenin mevcut olması nedeniyle standardizasyonun sağlanmasının zor olduğu pek çok araştırmacı tarafından vurgulanmıştır<sup>32,54,168</sup>. Literatürdeki çalışmalarda uygulanan yöntemler açısından da belli bir

standardizasyonun olduğunu söylemek zordur. Bizim çalışmamızda her yöntem açısından literatürde en çok tercih edilen ve kullanılması en uygun olan yaklaşımlar tercih edilmeye çalışılmıştır. Ayrıca braket taban tasarımları dışındaki tüm değişkenlerin benzer olmasına özen gösterilmiştir.

Ortodonti literatüründeki in vitro çalışmalarda braketlerin yapıştırıldığı yüzey materyali olarak sığır kesici dişleri, insan kesici, premolar ve molar dişleri, pürüzlendirilmiş metal yüzeyi, plastik silindir bloklar, dental rezinden hazırlanmış yapıştırma kaideleri kullanılmıştır<sup>7,11,110,112,152,159,169</sup>. Dişlerin mine yüzey özelliklerinin braketlerin bağlanma dayanımlarını etkileyeceği ve normal çiğneme fonksiyonları sırasında makaslama kuvvetlerine en fazla maruz kalan bölgenin arka grup dişlerin bulunduğu bölge olduğu düşünülerek çalışmamızda ortodontik amaçla çekilmiş insan premolar dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir. Diş toplama kriterlerimizde alt ve üst ayrımı yapılmadığı için her braket tipinin alt ve üst premolar braketini ayrı gruplarda değerlendirilmiştir. Literatürde aynı braket tipini alt ve üst ayrımı yaparak karşılaştıran sadece bir tez çalışması bulunmuştur. Bu çalışmada farklı taban tasarımlarına sahip braketlerin bağlanma dayanımları orjinal halde ve kullanım öncesi kumlama yapılarak değerlendirilmiştir<sup>167</sup>.

Deneyler öncesinde dişlerin saklanma koşuluyla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde; bu amaçla araştırmacılar tarafından distile su, timol, normal salin solüsyonu, değişik yoğunlukta alkol çözeltileri, formalin, kloramin-T gibi çok çeşitli solüsyonların kullanıldığı ve dişlerin bu solüsyonlar içinde 24 saatten 5 yıla kadar uzanan sürelerde saklandıkları tespit edilmiştir<sup>1,20,21,29,127,129,162,167</sup>. Dişlerin bu solüsyonlara konmasının nedeni, bakteriyel birikimi önlemek ve dişleri nemli bir ortamda tutarak kurumalarına engel olmaktır<sup>112</sup>. Değişik saklama koşullarının braket tutuculuğu üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalarda, diş minesini yüksek oranda inorganik yapı içerdiğinden dolayı, bağlanma dayanımının saklama ortamı ve süresinden anlamlı derecede etkilenmediği belirtilmiştir<sup>170</sup>. Bizim çalışmamızda da, güçlü antiseptik ve koruyucu özelliklerinden dolayı dişler, % 0.1'lik timol solüsyonu içinde, en fazla 6 ay boyunca saklanmış ve solüsyon düzenli olarak ayda bir yenilenmiştir. Timolün yapıştırıcı rezinin polimerizasyonunu bozma ihtimalini ortadan kaldırmak için dişler alçı kalıplara gömülmeden bir hafta önce distile su içerisine aktarılmıştır. Timol solüsyonunun dişlerin üzerinden uzaklaşmasına yardım etmek amacıyla da dişlerin içinde bulunduğu şişelerdeki distile su bir hafta boyunca her gün yenilenmiştir.

Braketlerin dişlere yapıştırılmasından sonra uygulanacak sıyırma testi sırasında örneklerin hareket etmeden sabit konumda kalabilmesi için diş köklerinin belli sertliğe sahip bir materyal içerisine gömülmesinde fayda vardır. Literatürde dişler braket yapıştırılması

öncesinde soğuk akrilik rezine, diş alçısına, epoksi rezine, polyester materyale gömüldüğü gibi braket yapıştırılması sonrasında da soğuk akrilik rezine veya diş alçısına gömülerek sıyırma veya çekme testleri sırasında örneklerin sabit kalmaları sağlanmıştır. Literatürdeki çalışmaların hemen hepsinde bu materyaller metal veya plastik kalıplar içerisine dökülmüş, yalnız birkaç çalışmada silikon esaslı kalıplar hazırlanmıştır<sup>11,79,111,112,167</sup>. Bizim çalışmamızda dişler, plastik silindir kalıplar içine dökülen diş alçısına gömülmüştür. Dişleri alçı içine yerleştirirken vestibül yüzeyinin braket yapışacak kısmının yere dik olmasına dikkat edilmiştir. Bunun nedeni, alçı kalıplar test cihazının tutucusuna yerleştirildiğinde sıyırma bıçağının braket taban yüzeyine paralel olarak hareket etmesini sağlayabilmektir.

Diş yüzeyindeki organik artıkların, yapıştırıcının tutuculuğunu azaltabileceğini düşünen bir çok araştırmacı yapıştırma işlemine geçmeden önce diş yüzeylerini düşük devirde dönen anguldurvalara takılı kıl fırça veya lastik frezler yardımıyla, flor ve yağ içermeyen pomza su karışımı ile temizlemişlerdir. Bazı araştırmacılar ise, bu işlem için firmalar tarafından üretilmiş florsuz patlardan faydalanmışlardır<sup>10,21,71,113</sup>. Braket yapıştırılmadan önce yapılan polisajın bağlanma dayanımını artırdığı çok sayıda araştırmada gösterilmesine rağmen, içinde florür bulunan ve bulunmayan temizleme patları ya da toz pomza-su karışımı kullanılmasının braketlerin bağlanma dayanımlarını etkilemediği de bazı araştırmacılar tarafından savunulmuştur<sup>11,111</sup>. Çalışmamızda dişlerin bukkal yüzeyleri flor içermeyen polisaj patı ve fırçası ile düşük devirde mikromotor kullanılarak temizlenmiştir.

Ortodontik yapıştırıcıların mine yüzeyine bağlanabilmesi için mine yüzey alanını ve yüzey enerjisini artırmak gereklidir. Bunun için literatürde kullanılmış olan pürüzlendirme teknikleri arasında en rutine girmiş olanı % 37'lik fosforik asit uygulamasıdır<sup>11,71,111,113,171</sup>. Fosforik asit uygulamasının minede yarattığı madde kaybı nedeniyle % 10'luk maleik asit, poliakrilik asit uygulamaları, alüminyum oksit partiküllerinin mine yüzeyine püskürtülmesi ve çeşitli lazer uygulamaları ile mineye daha az zarar verecek alternatifler denenmiş, ancak bu pürüzlendirme tekniklerinden yeterince verim alınamamıştır<sup>36,112,120</sup>. Fosforik asidin % 35-38'lik jel formunun uygulama süresi ile ilgili literatürde 15, 20, 30 ve 60 saniye gibi yaklaşımlar vardır. Çalışmamızda, üretici firmanın kullanım kılavuzundaki talimatlar doğrultusunda % 37'lik fosforik asit jeli dişe uyguladıktan 20 saniye sonra hava-su spreyi ile 20 saniye yıkama yapılmış ve ardından da diş yüzeyi 20 saniye boyunca hava spreyi ile kurutulmuştur.

Literatürde braket yapıştırma amacıyla çoğunlukla kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve ışıkla sertleşen kompozit rezinler kullanılmıştır. Rutinde kullanılan bu yapıştırıcıların dışında birkaç çalışmada,

siyanoakrilat esaslı yapıştırıcılar da kullanılmıştır<sup>162,171,172</sup>. Farklı taban özelliklerine sahip braketlerin dış yüzeyine farklı vizkoziteye sahip yapıştırıcı sistemleri kullanılarak yapıştırılması bağlanma dayanımlarını etkileyebilmektedir. Bir taban yapısı için avantajlı olan bir yapıştırıcı diğer braketten yeterli bağlanma sağlamayabilir. Bizim çalışmamızda, tüm braket gruplarında literatürdeki kullanım ağırlığı da göz önünde bulundurularak ışıkla sertleşen Transbond XT yapıştırıcı sistemi (3M Unitek) kullanılmıştır.

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonu için genellikle görünür ışık veren halojen ışık üniteleri ya da LED ışık cihazları, 20, 30, 40 veya 60 saniye sürelerle kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda ise kullanılan ışık kaynağı net olarak belirtilmeden 20 saniyelik ve 40 saniyelik ışık uygulamalarından bahsedilmiştir<sup>110,159,162,172-6</sup>. Bizim çalışmamızda braket tabanındaki yapıştırıcının sertleşmesi için LED ışık cihazı ile braketin mezyal ve distal kenarlarına 10'ar saniye süreyle toplam 20 saniye ışık uygulanmıştır.

Literatürdeki bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde, braket yapıştırıldıktan sonra deneyler yapılana kadar geçen sürede ağız ortamını taklit etme düşüncesiyle, dişlerin saf veya deiyonize su içerisinde 37 °C' de 30 dakika, 24 saat, 48 saat, 72 saat ya da oda sıcaklığındaki saf suda 24 saat bekletildiği görülmüştür. Bazı araştırmacılar örnekleri test etmeden önce ağız sıcaklığının 5 ila 55 °C arasında değiştiği düşüncesi ile örneklerle 24 saat ısı değişimi banyosu uygulamışlar ve malzemenin yapay yaşlanma sürecini hızlandırmayı hedeflemişlerdir. Yapılan çalışmalarda farklı termal siklus süreleri ve dereceleri kullanılmasına rağmen termal siklusun bağlanma dayanımı değerleri üzerinde belirgin olarak negatif etkiye sahip olduğu belirtilmiştir<sup>29,160,171</sup>. Jassem ve ark. ise, çalışmalarında belirli sürelerle farklı ısıdaki banyolarda bekletilen örnekler ile sabit 37 °C banyoda bekletilen örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri arasında hiçbir fark olmadığını bildirmişlerdir<sup>177</sup>. Çalışmamızdaki örnekler yapıştırma işleminden hemen sonra 37 °C sıcaklık sağlayan etüv içerisinde distile su dolu bir kapta 24 saat bekletilmiştir.

Tutuculuk ile ilgili olarak yapılan in-vitro çalışmalar uygulanan kuvvet tipi açısından değerlendirildiğinde; tedavi esnasında meydana gelen braket kopmalarını taklit etmedeki güvenilirliği nedeniyle sıyırma kuvveti deneylerinin oldukça yaygın olarak uygulandığı, az sayıda çalışmada ise sadece çekme kuvvetlerine karşı tutuculuk değerlerinin incelendiği belirlenmiştir<sup>7,11,160-4</sup>. Bazı çalışmalarda ise hem sıyırma hem de çekme kuvvetleri birlikte uygulanmıştır<sup>149,165</sup>. Bizim çalışmamızda kullanılan braketlerin bağlanma dayanımlarının belirlenmesi için sıyırma testi uygulanmasının nedeni, sonuçlarının kliniğe yönelik fikir verebilir nitelikte bir yöntem olmasıdır. Literatürde sıyırma testi sırasında bıçağın hareket miktarı olarak bilinen crosshead hızı ile ilgili en yaygın olarak dakikada 0.5, 1, 5, 6 mm

uygulamalarına rastlanmıştır<sup>11,162,167</sup>. Klocke ve Kahl Nieke, farklı crosshead hızları ile uygulanan sıyırma testi sonuçları arasında bir fark olmadığını savunurken; Bishara ve ark., hareketin hızı azaldıkça bağlanma dayanımı sonuçlarının arttığını belirtmişlerdir<sup>21,178</sup>. Hasta ağzında braketler çok daha hızlı çarpmalarla kopsa da, bıçağın hızı arttıkça deneylerin güvenilirliği düşmektedir. Tüm bu gerçeklerin ışığında bizim çalışmamızda uygulanan sıyırma testi; bıçak şeklindeki bir uçla braket tabanının hemen önündeki ligatür oluşundan okluzo-gingival yönde, braket tabanına paralel olacak doğrultuda 1 mm/dakika crosshead hızıyla gerçekleştirilmiştir.

Farklı taban tasarımlarına sahip braketlerin bağlanma dayanımlarının objektif olarak karşılaştırılabilmesi için, taban alanlarının aynı olması veya taban alanları farklıysa da birim alana düşen kuvvetin belirlenmesi gerekmektedir. Bunun için de maksimum kuvvetten çok birim alana düşen stresin saptanması önem kazanmaktadır. Bu nedenle tutuculuğun incelendiği in vitro çalışmaların büyük çoğunluğunda bulgular Megapaskal (MPa) ölçüm birimi ile verilmiştir<sup>114,146,157,167,174</sup>. Çalışmamızdaki bulguları diğer çalışma sonuçları ile daha kolay karşılaştırılabilmek için, braketlerin kopma anında test cihazında ölçülen Newton birimindeki kuvvet değerleri braket kaide alanına bölünerek Megapaskal birimine dönüşümü sağlanmıştır.

Konu ile ilgili yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda braketler diş yüzeylerinden sıyırma veya çekme kuvvetleri yardımıyla ayrıldıktan sonra diş minesi ve braket kaideleri incelenerek kopma bölgeleri belirlenmiştir. Kopma bölgelerinin tanımlanmasında Artun ve Bergland tarafından geliştirilen 0-3 arasında değişen skorları olan ARI indeksi veya bu indeksin modifikasyonu Bishara ve Trulove tarafından geliştirilen 5 skorlu indeks kullanılırken bazı araştırmacılar herhangi bir indeks veya skorlandırma kullanmayıp sadece kopmanın meydana geldiği bölgeyi belirtmeyi tercih etmişlerdir<sup>1,8,114,127,146,157,162,167</sup>. Bazı çalışmalarda ise kopma bölgeleri ile ilgili bilgi verilmemiştir<sup>154</sup>. Çalışmamızda kopma bölgelerinin tanımlanmasında, skor skalası daha geniş bir yelpazede ve skorların duyarlılık seviyeleri daha yüksek olan Bishara ve Trulove'nin indeksi tercih edilmiştir<sup>154</sup>.

Ortodonti pratiğinde söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler; el aletlerinin kullanılması, ultrasonik uygulamalar, kumlama ile hava abrazyonu, çeşitli lazer uygulamaları ve turlu döner aletlerle yüksek ve düşük hızlarla değişik enstrümanların kullanılması olarak sıralanabilmektedir. Tungsten karbid frezler hızlı ve yavaş turlu döner aletlerde kullanılan değişik bıçak sayısındaki formlarıyla ortodontistler tarafından tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir<sup>134,135,145,162</sup>. Çalışmamızda, ilk sıyırma testi sonrası diş yüzeyinde kalan

adeziv air-rotorlere takılan 8 bıçaklı tungsten karbid frezler ile su soğutması altında temizlenmiştir.

Kopmuş braketlerin yeniden kazanılması yani yeniden kullanılabilir hale getirilmesi için braket tabanına yapışan artıkların da temizlenmesi gerekmektedir. Artık kompozit materyalinin yakılması, möllenmesi, kumlanması, kimyasal solüsyonlarla çözülmesi ve daha sonra braketin ultrasonik banyoda temizlenmesi bu amaçla kullanılan yöntemler arasındadır<sup>162,165,175,177-8,180-2</sup>. Braket tabanının kumlanarak temizlenmesi ortodonti pratiğinde artık adezivi temizlemede kullanılan yöntemlerin başında gelmektedir. Literatürdeki çalışmalarda braket tabanını kumlamada 25, 50, 90 ve 110 µm gibi çok farklı boyutlarda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri kullanılmıştır<sup>41,160,161,175-8</sup>. Kumar ve ark., braketleri tekrar kullanmak üzere yeniden kazanma yöntemlerini değerlendirdikleri çalışma sonucunda, 10 mm mesafeden 90 µm'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 15-30 sn kumlama yöntemini kullanmayı önermişlerdir. Çalışmada, kumlama sonrası braket tabanının hiçbir hasara uğramadığı, oluşan mikro pürüzler sayesinde yapıştırıcı için gerekli yüzey alanının genişlediği ve bağlanma dayanımının arttığı vurgulanmıştır<sup>180</sup>. Çalışmamızda sıyırma testi sonucu kopan braketleri yeniden yapıştırmak için 90 µm büyüklüğünde Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri kullanılarak braket tabanındaki adeziv artıkları tamamen temizlenene kadar kumlamaya devam edilmiştir.

Reynolds'a göre sıyırma kuvvetine karşı klinik açıdan kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerleri 5,88 ile 7,85 MPa arasında olmalıdır<sup>166</sup>. Çalışmamızdaki tüm gruplar için ortalama değerler bu aralıktan oldukça yüksek bulunmuştur. Tüm gruplarımızın ortalamaları değerlendirildiğinde, elde edilen bağlanma dayanımlarının orjinal braket gruplarında 31,9 ile 16,7 MPa, tekrarlanan test sonrasında 25,9 ile 16,9 MPa arasında olduğu görülmüştür. Ortodontide bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmalar için bir kurul tarafından geliştirilmiş standartların olmaması, çalışma sonuçlarını rahatlıkla karşılaştırmayı önlemektedir. Elde ettiğimiz sonuçların tamamen klinik düzeyi gösterdiğini söylemek mümkün değildir. Ancak en azından braketler arasında hangi taban yapısının daha iyi tutunma gösterdiği, yapıştırıcının kopma sonrası hangi yüzeyde kalmaya eğilimli olduğu ve alüminyum oksitle kumlama sonrası tekrar kullanıldığında bağlanma dayanımının nasıl değiştiği araştırılmıştır.

Çalışmamızda orjinal braket gruplarında en yüksek bağlanma değerini Discovery üst braketleri vermiş ve Discovery alt dışındaki tüm braket grupları ile aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük bağlanma değerini ise Gemini alt braketleri vermiş ve sadece Discovery üst ve Sprint üst braket gruplarıyla aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan ikinci sıyırma dayanımı testinde Discovery üst ve Sprint üst braketleri birbirine yakın ve en yüksek bağlanma değerlerini vermiştir, ancak aradaki fark sadece Discovery alt braketleri için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük bağlanma değerlerini Discovery alt braketleri vermişse de sadece Discovery üst ve Sprint üst braketleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Çalışmamızda, hem ilk hem de tekrarlanan testte aynı braket tipinin üst premolar braketleri alt premolar braketlerinden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Ancak üst ve alt braketlerin bağlanma dayanımındaki farklar ilk testte sadece Sprint braketlerde, tekrarlanan testte ise Discovery braketlerde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu durum slot ve kanatları içeren braketin ana kaidesinin braket tabanı üzerindeki yeri ve açısının alt ve üst braketlerde birbirinden farklı olmasından kaynaklanabilir. Uygulanmış olan aynı hız ve yöndeki sıyırma kuvveti braket tabanları üzerinde farklı momentlere yol açmıştır.

Discovery üst ve Discovery alt braketler kumlama sonrası ikinci kez yapıştırıldığında ilk kez yapıştırılmayla kıyaslandığında sıyırma bağlanma değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalma göstermiştir. Diğer tüm braket gruplarında bağlanma değerleri ikinci sıyırma testinde artış göstermesine rağmen aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

ARI skorları her ne kadar subjektif bir değerlendirme olsa da, kopma sonrası dişin yüzeyinde kalan rezin miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen faydalı bir indextir. Çalışmamızda Discovery üst ve Discovery alt braketleri ilk sıyırma testi sonucu yüksek ARI skorları göstermiş ancak kumlama sonrası bu braket tabanlarının yapıştırıcıya olan tutunması belirgin şekilde azalmıştır. Diğer tüm braket gruplarında kumlama sonrası braket tabanının yapıştırıcıya olan bağlantısında artış görülmüş ve ilk testten daha yüksek ARI skorları gözlenmiştir.

Lopez, yarım küre şeklinde girintileri bulunan delikli taban yapısına sahip bir braket ile mesh taban yapısı gösteren birçok braket çeşidini sıyırma testine tabi tuttuğu çalışmada, ağılar arasındaki mesafesi az olan mesh tabanlı braketlerin daha yüksek değerler gösterdiğini belirtmiştir. Delikli taban yapısına sahip braketlerin bağlanma dayanımı diğerlerine göre daha düşük bulunmuştur<sup>8</sup>.

Maijer ve Smith, farklı mesh boyutlarına sahip (40, 50, 80, 100 gauge) braketler ile tabanında küresel girintileri olan bir braket çeşidini karşılaştırdıkları çalışmada, daha sık ağa sahip 80 ve 100 gauge mesh taban yapısındaki braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarını anlamlı olarak daha yüksek bulmuşlardır. Brakete mesh taban yapısı lehimlenirken tabanda



lehim noktaları ya da çapakları kalan braketlerin bağlanma dayanımı açısından kötü etkilendiğini belirtmişlerdir<sup>111</sup>.

O'brien ve ark., mesh taban yapısına sahip bir braketle, yatay olukları olan integral taban yapısındaki braketi iki farklı yapıştırıcı sistemi kullanarak sıyırma bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlar, mine yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı miktarını ise ARI indeksi ile skorlamayıp yüzde olarak belirtmişlerdir. Işıklı sertleşen yapıştırıcı kullanılarak yapılan bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre mesh ve integral tabanlı braketler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. İki braket grubunda da yapıştırıcı diş üzerinde kalmaya meyilli olacak şekilde adeziv içinden kırılmıştır. Çalışmada sıyırma testi sonrası diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarının, braket taban yapısına ve kullanılan yapıştırıcının özelliğine bağlı olduğu vurgulanmıştır<sup>183</sup>.

Sorel ve ark.'ın mesh ve lazerle işlenmiş tabana sahip iki braketi çekme ve sıyırma testlerine karşı verdikleri bağlanma dayanımı değerleri açısından değerlendirdikleri çalışmada; her iki test yönteminde de lazerle işlenmiş tabana sahip braketler mesh tabanlı braketlerin yaklaşık iki katı kadar yüksek bağlanma değerleri vermiştir. Lazerle işlenmiş tabana sahip braketlerin büyük çoğunluğunda kopmalar bizim çalışmamızda olduğu gibi mine-adeziv ara yüzeyinde olmuştur<sup>113</sup>.

Başçıftçi ve ark.'ın lazerle işlenmiş, mesh, mikroetched ve integral taban yapısına sahip braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmada, braket yapıştırılan yüzey olarak akrilik blok içine gömülmüş olan kompozit rezin kaideler kullanılmıştır. Deney sırasında diş kullanılmama nedeni, braket tabanlarının dişe olan bağlanmasından bağımsız olarak braket taban özelliğinin adezive olan tutunmasını belirlemektir. Bu çalışmada bağlanma dayanımı değerleri çalışmamızdan daha düşük bulunmuşsa da yöntem farklılıkları nedeniyle sonuçların direkt karşılaştırılması uygun olmayacaktır. Fakat gruplar arasındaki sıralama açısından lazerle işlenmiş tabana sahip braketlerinin en iyi bağlanmayı göstermesiyle bizim sonuçlarımıza benzer bir sonuca ulaştıkları açıktır. Ayrıca, aynı sistemi uyguladıkları ARI skorlaması sonucunda tabanı lazerle işlenmiş braketler, % 90 oranında 5 skoru vermiştir<sup>110</sup>. Bizim çalışmamızda da bu braket gruplarında ilk bağlanma dayanımı testi sonrasında ağırlıklı olarak 4 ve 5 skoru gözlenmiştir.

Mehta ve ark., lazerle pürüzlendirilmiş, integral ve mesh taban yapısındaki üç farklı metal braketin sıyırma bağlanma dayanımını kuru ve nemli ortamda karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar lazerle pürüzlendirilmiş tabana sahip braketlerin en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu, mesh ve integral tabanlı braketlerin birbirine yakın değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Tüm braket grupları kuru diş yüzeyinde nemli yüzeyden daha

yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir<sup>172</sup>. Bizim çalışmamızda da en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini tabanı lazerle şekillendirilen braket grupları göstermiştir.

Cozza ve ark., çalışmamızda kullandığımız mesh, metal girinti ve çıkıntılara sahip integral ve lazerle noktasal retansiyonlar oluşturulmuş taban yapılarına benzeyen braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada integral ve mesh taban yapısındaki braketler birbirine yakın ve tabanı lazerle işlenmiş braketten daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Mesh ve integral tabanlı braketlerde kopmalar ağırlıklı olarak mine-adeziv ara yüzeyinden, tabanı lazerle şekillendirilen brakette daha çok braket-adeziv ara yüzeyinden olmuştur. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı yönde bulgular elde edilmiş, bağlanma dayanımı açısından en yüksek değerler tabanı lazerle şekillendirilen braketlerde, en düşük değerler ise mesh taban yapısındaki braketlerde ölçülmüştür. Bu çalışmada sığır dişlerine üst kesici braketlerinin yapıştırılması ve sıyırma testi hızının dakikada 6 mm olması farklı sonuçlar çıkmasına neden olmuş olabilir<sup>11</sup>.

Kumlama yöntemi braketleri tekrar kullanabilmek için geri kazanma amaçlı kullanılabilirdiği gibi orjinal braketlerde de sıyırma bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılmıştır. Arıcı ve ark., mesh taban yapısındaki orjinal braketlere farklı boyutlarda ve sürelerde kumlama yaptıkları çalışmalarında, en yüksek bağlanma dayanımını 25 µm'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile 3 sn süreyle kumladıkları grupta ölçmüşlerdir. Partikül boyutundaki artışların ve uzamış kumlama sürelerinin braketin taban yapısına zarar verdiğini ve bağlanma dayanımını azalttığını belirtmişlerdir<sup>146</sup>.

MacColl ve ark., mesh tabanlı bir braketin farklı taban boyutlarına sahip modellerine kullanım öncesi kumlama yaparak sıyırma bağlanma dayanımlarını orjinal braketlerle karşılaştırmışlardır. Çalışma verilerine dayanarak ilk yapıştırma öncesinde orjinal braketlere yapılan kumlamanın bağlanma dayanımını önemli miktarda arttırdığı belirtilmiştir. Braket taban alanı 6,82 mm<sup>2</sup>' nin altına düşmediği sürece bağlanma dayanımının yeterli düzeyde kalabildiği gözlemlenmiştir<sup>173</sup>.

Peynirci, yaptığı tez çalışmasında mesh, lazerle işlenmiş, mikroetch uygulanmış taban tasarımlarına sahip braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarını orjinal halde ve kullanım öncesi kumlama yaparak ölçmüştür. Bu çalışmada mesh taban yapısındaki braketler üst ve alt olarak ayrı gruplarda değerlendirilmiş, tabanı lazerle işlenmiş braket tipinde bu şekilde ayırım yapılmamıştır. Orjinal halde kullanılan braketler arasında en yüksek bağlanma dayanımını çalışmamızda olduğu gibi tabanı lazerle işlenmiş braketler göstermiş, bu braket grubunda kopmalar ağırlıklı olarak diş ile adeziv arasından gerçekleşmiştir. Sıyırma testinin hızı dakikada 0,5 mm olan bu çalışmada mesh tabanlı alt premolar braketleri aynı taban

yapısındaki üst premolar braketlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir<sup>167</sup>. Bizim çalışmamızda ise mesh tabanlı üst ve alt braket grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Kopan braketlerin tabanı kumlama yöntemiyle temizlendikten sonra tekrarlanan sıyırma testinde bağlanma dayanımlarını inceleyen çalışmalar detaylı bir şekilde değerlendirildiğinde, kullanılan malzeme ve tekniklerin ne kadar farklı olduğu ve elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin nasıl geniş bir dağılım gösterdiği anlaşılmaktadır. Bu da Fox ve ark.'ın vurguladığı gibi farklı çalışma sonuçlarının karşılaştırılarak anlamlı sonuçlara varılabilmesi konusundaki zorlukları açık bir şekilde ortaya koymaktadır<sup>174</sup>. Ancak bütün bu varyasyonlara rağmen benzer malzeme ve test yöntemlerinin kullanıldığı çalışmaların genel hatlarıyla da olsa birbirleriyle karşılaştırılması araştırılan malzeme ve yöntemler hakkında bir fikir verebilmektedir.

Orjinal braketler ile geri kazanım sonrası tekrar kullanılan braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarını karşılaştıran çalışmalarda fikir birliğine varılamamıştır. Bazı araştırmacılar yeniden yapıştırılan braketlerin daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini, bazı araştırmacılar fark olmadığını, bazı araştırmacılar da daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Farklı çalışma bulgularındaki bu uyumsuzluklar, diş yüzeyi ve braket tabanında kalan adeziv kalıntıların temizleme yöntemine, tekrarlanan testte yeni diş kullanılıp kullanılmamasına, yapıştırıcı sistemlerindeki değişimlere, braket taban özelliklerindeki farklılıklara ve bütün çalışmalarda aynı sistematik işleyişin olmamasına bağlanabilir<sup>176</sup>.

Sonis ve ark., çalışmalarında koparıldıktan sonra tekrar kullanılmak üzere tabanı 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama yapılarak temizlenen mesh tabanlı braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarını orjinal braketlerle karşılaştırmışlardır. Yöntem olarak da çalışmamıza benzeyen bu çalışmada iki grup arasında anlamlı değişim olmaması da çalışmaların ortak bulgusu olmuştur<sup>41</sup>.

Grabouski ve ark., mesh ve integral taban yapısına sahip braketleri orjinal halde, kullanım öncesi kumlanmış halde ve koparıldıktan sonra kumlamayla tabanı temizlenerek mine yüzeyine tekrar yapıştırdıkları çalışmalarında, sıyırma testi uygulayarak kumlamanın etkinliğini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada hem orjinal halde, hem de kumlama sonrası yeniden kullanılan mesh tabanlı braketler, integral braketlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha düşük bağlanma dayanımı göstermiştir. Çalışmanın sonucunda, koparıldıktan sonra tabanı temizlenip yeniden yapıştırılan veya ilk kullanım öncesi tabanına kumlama yapılan braketlerin bağlanma dayanımları ile orjinal braketler arasında istatistiksel olarak

anlamli bir fark bulunmamıştır<sup>175</sup>. Çalışmada testin hızı dakikada 0,5 mm olarak ayarlanmış ve bizim kullandığımızdan farklı bir yapıştırıcı sistemi kullanılmıştır.

Tavares ve ark., koparıldıktan sonra tabanı 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanarak temizlenen mesh taban yapısındaki braketleri yeniden yapıştırarak sıyırma bağlanma dayanımlarını orjinal braketlerle karşılaştırmışlardır. Çalışmada yeniden kullanılan braketlerde bağlanma dayanımı azalmış olsa da aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Diş yüzeylerinin temizlenerek yeniden kullanılması ile yeni diş kullanımı arasında anlamlı fark bulunmamıştır<sup>160</sup>.

Ishida ve ark., Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama yöntemleriyle geri kazandıkları mesh taban yapısındaki braketlerin sıyırma bağlanma dayanımını orjinal braketler ile karşılaştırmışlardır. Kumlamada 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikül büyüklüğünü tercih eden araştırmacılar rebonding sonrası bağlanma dayanımında azalma görmüş, ancak aradaki farkı anlamlı bulmamışlardır. Sıyırma testi sonucu kalan adeziv miktarları değerlendirildiğinde orjinal ve kumlanmış braketler arasında belirgin farklılık gözlenmemiştir. Braket geri kazanımı amacıyla ilk defa lazer kullanılan bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazer ve kumlama yöntemleri arasında bağlanma dayanımları açısından anlamlı farklılık görülmemiştir. Lazer braket taban temizliğinde etkili bir yöntem olarak görülse de maliyeti yüksek bulunmuştur<sup>163</sup>.

Aksu ve Kocadereli, mesh taban yapısındaki braketleri 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama sonrası yeniden kullandıklarında sıyırma bağlanma dayanımını orjinal braketlerden daha yüksek bulmalarına rağmen aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. İlk sıyırma testi sonrası adeziv kalıntıları tungsten karbid frezle temizlenen diş yüzeyine yeniden braket yapıştırılması, tekrarlanan testte yeni diş kullanılmasına kıyasla bağlanma dayanımında farklılığa neden olmamıştır. Bağlanma dayanımı sonuçları bizim çalışmamıza benzer olmasına rağmen bu çalışmada kumlama sonrası braket tabanının adezivle olan bağlantısı azalmış ve orjinal braketlere kıyasla mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı artmıştır<sup>162</sup>.

Bahnasi ve ark. ile Al Maaitah ve ark., farklı yöntemlerle geri kazandıkları mesh taban yapısındaki braketleri yeniden yapıştırarak sıyırma bağlanma dayanımlarını orjinal braketlerle karşılaştırmışlar ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır. Bu çalışmalarda 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanan braketlerin bağlanma dayanımının olumsuz etkilenmediği ve rebonding işleminde yeni braket kullanımına alternatif olduğu belirtilmiştir. Orjinal halde ve kumlama sonrası tekrar kullanılan braketlerin ARI skorları dağılımında belirgin farklılık görülmemiştir<sup>171,181</sup>.

Yassaei ve ark., çalışmalarında kullandıkları mesh taban yapısındaki braketleri 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlama sonrası yeniden yapıştırdıklarında sıyırma bağlanma dayanımını orjinal braketlerden daha yüksek bulmalarına rağmen aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızla benzer sonuçlar gösteren bu çalışmada kumlama braket tabanının adezivle olan bağlantısını arttırmış ve orjinal braketlere kıyasla mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı azalmıştır<sup>164</sup>.

Kamble ve ark., mesh ve integral taban yapısındaki braketlerin orjinal halde ve 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlama sonrası tekrar yapıştırıldıklarında sıyırma bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada hem orjinal halde, hem de kumlama sonrası yeniden kullanılan mesh tabanlı braketler, integral braketlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Çalışmada kullanılan her iki braket grubunda kumlama sonrası bağlanma dayanımında azalma görülmüşse de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu çalışmada ölçülen bağlanma dayanımı değerleri hem ilk hem de tekrarlanan testte bizim çalışmamızdan daha düşük bulunmuştur. Bu çalışmada her grupta kullanılan örnek sayısı 5 olup, daha doğru değerlendirmeler yapabilmek için örnek sayısının artırılmasının uygun olacağı belirtilmiştir<sup>176</sup>.

Shi L ve ark., çalışmamızda kullandığımızla benzer mesh ve integral taban yapısındaki braketleri KrF lazer ve kumlama yöntemleriyle tekrar kullanıma hazırladıktan sonraki sıyırma bağlanma dayanımlarını, orjinal halde kullanımlarıyla karşılaştırmışlardır. Kumlama sonrası yeniden kullanılan her iki braket grubunda da bağlanma dayanımında anlamlı değişiklikler olmamıştır<sup>184</sup>. Bizim çalışmamızda her iki braketin yeniden kullanımı sonrası bağlanma dayanımı artış göstermiş, ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu çalışmada tabanı lazerle temizlenerek yeniden kullanılan her iki taban yapısındaki braketin de bağlanma dayanımı orjinal braketlerle anlamlı farklılık göstermemiştir. KrF lazerin iki braket taban yapısını da etkili şekilde temizleyebildiği ve brakette minimum hasara neden olduğu bildirilmiştir<sup>182</sup>.

Kamisetty ve ark., kumlama, mölleme, yakma, asit banyosu yöntemlerini kullanarak geri kazandıkları mesh taban yapısındaki braketleri yeniden yapıştırarak sıyırma testine karşı bağlanma dayanımlarını orjinal braketlerle karşılaştırmışlardır. Çalışmada orjinal braketlerin bağlanma dayanımı tabanı temizlenip yeniden kullanılan tüm braket gruplarından daha yüksek bulunmuştur. Braket tabanını temizleme yöntemleri arasında, en yüksek bağlanma dayanımı kumlama grubunda görülmüş ve ölçülen değerlerde orjinal braketlerle anlamlı farklılık bulunmamıştır. Çalışmada testin hızı dakikada 0,5 mm olarak ayarlanmış ve kumlamada 50  $\mu\text{m}$ 'luk  $\text{Al}_2\text{O}_3$  partikülleri kullanılmıştır<sup>179</sup>.

Leas ve ark., mesh tabanlı metal braketlerin orjinal halde ve kumlama yapılarak tabanı temizlendikten sonra tekrar kullanıldıklarında sıyırma bağlanma değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmamızdan farklı olarak yapıştırma yüzeyi olarak polimetilmetakrilat blokların kullanıldığı bu çalışmada, yeniden kullanılan braketlerin bağlanma dayanımında anlamlı bir artış olduğu belirtilmiştir<sup>152</sup>.

Arıcı ve Türk, mesh ve kuvars taban yapısına sahip iki metal braketin orjinal halde ve tabanı 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanarak temizlendikten sonra adeziv rezin yüzeye tekrar yapıştırıldıklarında sıyırma bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Mesh tabanlı braketler hem ilk hem de tekrarlanan testte kuvars braketlerden daha yüksek değerler vermiştir. Kumlama sonrasında mesh tabanlı braketlerin bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür. Orjinal braketlerde kopmaların büyük çoğunluğu braket-adeziv ara yüzüdeyken kumlama sonrası adeziv içinden kopmalar gözlenmiştir. Bu durum kumlama sonrası braket tabanının tutuculuğunun arttığına bir göstergesidir<sup>114</sup>. Çalışmamızdan farklı sonuçlar elde edilmesi, yapıştırma yüzeyi olarak diş yerine rezin yüzeylerin tercih edilmesine bağlı olabilir.

Arıcı ve ark., integral ve mesh taban yapısına sahip iki metal braketin orjinal halde ve braket tabanlarını 90 µm'luk Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kumlanarak temizledikten sonra ilk sıyırma testindeki dişler üzerine yapıştırdıklarında bağlanma dayanımındaki değişimi değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada hem orjinal halde hem de kumlama sonrası yeniden kullanılan mesh braketler, integral braketlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek değerler göstermiştir. Mesh tabanlı braketler kumlama sonrası ikinci kez yapıştırıldığında bağlanma dayanımında anlamlı değişim olmazken, integral tabanlı braketlerde bağlanma dayanımında anlamlı artış olmuştur. Kumlama sonrası her iki braket grubunda kopma yüzeyleri mine-adeziv ara yüzeyinden braket-adeziv ara yüzeyine geçiş göstermiştir<sup>146</sup>. Bizim çalışmamızda bu çalışmanın aksine integral taban yapısındaki braketler mesh tabanlı braketlerden daha yüksek değerler göstermiş, kumlama sonrası tekrar kullanılan integral tabanlı braketlerde bağlanma dayanımı anlamlı değişim göstermemiştir. Çalışma sonuçlarındaki değişiklikler, farklı üretici firmalara ait braketlerin kullanılmasına, farklı yapıştırıcı sistemlerin kullanılmasına ve sıyırma testi öncesi uygulanan termal sıklusa bağlı olabilir.

Sharma-Sayal ve ark.'ın farklı mesh boyutlarına (60, 80, 100, 150 gauge) sahip braketlerle, integral taban yapısına sahip bir metal braket çeşidini yapıştırdıktan 1 saat ve 24 saat sonra sıyırma testine tabi tuttukları çalışmada, braketleri 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama sonrası yeniden kullanım konusunda da değerlendirme yapılmıştır. Tüm braketler arasında en

iyi bağlanma dayanımı değerlerini mekanik retansiyona sahip integral ve 60 gauge mesh taban yapısındaki braketler göstermiş ve tüm braket gruplarında 24 saatlik periyotta bağlanma dayanımı değerleri daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada hem orjinal halde, hem de kumlama sonrası yeniden kullanılan integral braketler, 80 gauge mesh braketlerden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Kumlama sonrası yeniden yapıştırılan braketlerden sadece integral tabanlı braketin bağlanma dayanımında anlamlı artış görülmüştür, diğer braket gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır<sup>112</sup>. Yapıştırma yüzeyi olarak sığır dişleri kullanılan bu çalışmada kullanılan örnek sayısı yetersiz olup, sıyırma bıçağının hızı dakikada 0,5 mm olarak ayarlanmıştır. Bizim çalışmamızda ise hem integral hem de 80 gauge mesh taban yapısındaki braketler tekrar yapıştırıldığında bağlanma dayanımında artış görülmüş, ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Montero ve ark.'ın farklı boyutlarda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri (25, 50, 110 µm) kullanarak üç kez bonding-rebonding prosedürünü tekrar ettikleri çalışmada, mesh taban yapısındaki braketlerin sıyırma bağlanma dayanımlarındaki değişimler incelenmiştir. Orjinal braketler kontrol grubu olarak kullanılmış ve tüm gruplarda tekrarlayan rebondinglerde bağlanma dayanımında daha anlamlı azalmalar olduğu tespit edilmiştir. Kumlamada kullanılan partikül boyutu arttıkça bağlanma dayanımındaki düşüş daha da artmıştır. Bununla birlikte rebonding sayısı ve kumlamada kullanılan partikül büyüklüğü arttıkça diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı da artmış, braket tabanının adezive olan tutuculuğu azalmıştır. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak sığır kesici dişleri tercih edilmiş ve her rebondingde yeni dişler kullanılmıştır. Ayrıca çalışmamızda kullandığımız 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri bu çalışmanın kapsamına alınmamıştır. Bizim çalışmamızdaki mesh taban yapısındaki braket 90 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanarak yeniden kullanıldığında bağlanma dayanımında artış görülse de istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır<sup>159</sup>.

Çalışmamızda kullanılan tabanı lazerle şekillendirilmiş Discovery braketin yeniden kullanımı ile ilgili literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bizim çalışmamızda hem Discovery üst hem de Discovery alt braketlerin bağlanma dayanımı değerleri kumlama ile tabanı temizlenerek yeniden yapıştırıldığında ilk kez yapıştırmaya kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalmıştır. Braketi yeniden kullanabilmek için yapılan kumlama işlemi bu taban yapısının adezive olan tutunmasını azaltmıştır.

Unutulmaması gereken bu çalışmanın deneysel (in vitro) bir çalışma olduğu ve bu çalışmaların sonuçlarının tam olarak kliniği yansıtamadığıdır. Ağız, ısı değişimleri, beslenme, tükürük, asit düzeyi ve plak miktarı gibi birçok faktörün bir arada bulunduğu ve bu faktörlerin

kişiden kişiye bile çok büyük farklılıklar gösterebildiği oldukça karmaşık bir bölgedir. Dolayısıyla dental materyaller de ağız ortamında, fonksiyonlar sırasında sürekli olarak, mekanik, ısısız ve kimyasal etkilere maruz kalırlar. Bu nedenle deneysel olarak yapılan çalışmaların tam olarak ağız ortamını taklit edebilmesi mümkün olmamakta, sonuçlar her zaman klinikle birebir örtüşmemektedir. Ancak deneysel ve klinik çalışmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı da gösterilmiştir<sup>184</sup>. Deneysel çalışmalar kesin sonuçlar vermekten ziyade yol gösterici olabilir.





## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 6.1. Sonuçlar

1. Çalışmamızda kullandığımız tüm braket gruplarında klinik olarak yeterli bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir.
2. Orjinal braket gruplarında en yüksek bağlanma değerini Discovery üst braketleri vermiş ve Discovery alt dışındaki tüm braket grupları ile aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. En düşük bağlanma değerini ise Gemini alt braketleri vermiş ve sadece Discovery üst ve Sprint üst braket gruplarıyla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
3. Braketlerin kumlanarak yeniden kullanılması sonrası yapılan ikinci sıyırma dayanımı testinde Discovery üst ve Sprint üst braketleri birbirine yakın ve en yüksek bağlanma değerlerini vermiştir. En düşük bağlanma değerlerini Discovery alt braketleri vermişse de sadece Discovery üst ve Sprint üst braketleri ile istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır.
4. Çalışmamızda, hem ilk hem de tekrarlanan testte aynı braket tipinin üst premolar braketleri alt premolar braketlerinden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Ancak üst ve alt braketlerin bağlanma dayanımındaki farklar ilk testte sadece Sprint braketlerde, ikinci testte ise Discovery braketlerde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
5. Kopmuş braket tabanlarının kumlama işlemiyle temizlenerek yeniden diş yüzeyine yapıştırmak için hazırlanması değişik taban yapılarına sahip metal braketlerde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerini farklı yönlerde etkilemektedir.
6. Discovery üst ve Discovery alt braketler kumlama sonrası ikinci kez yapıştırıldığında ilk kez yapıştırmayla kıyaslandığında sıyırma bağlanma değerleri istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalma göstermiştir. Diğer tüm braket gruplarında bağlanma değerleri ikinci sıyırma testinde artış göstermesine rağmen aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
7. Discovery üst ve Discovery alt braketleri ilk sıyırma testi sonucu yüksek ARI skorları göstermiş ancak kumlama sonrası bu braket tabanlarının yapıştırıcıya olan tutunması belirgin şekilde azalmıştır. Diğer tüm braket gruplarında kumlama sonrası braket tabanının yapıştırıcıya olan bağlantısında artış görülmüş ve ilk testten daha yüksek ARI skorları gözlenmiştir.

## 6.2. Öneriler

1. Çalışmamızda kullandığımız tüm braket grupları rebonding amacıyla güvenle kullanılabilir. Aynı braketin tabanının temizlenerek yeniden kullanılması ortodontik tedavinin maliyetini artırmayacaktır.
2. Çalışmamıza konu olan braket gruplarının art arda tekrarlayan kullanımlarında bağlanma dayanımının nasıl etkilendiği başka çalışmaların konusu olabilir.
3. Çalışmamızda kullanılan braketlerin ağız içi yaşlanmasını taklit edebilmek için sıyırma testi öncesi termal siklus uygulanarak bağlanma dayanımı değerleri ölçülebilir.
4. Tabanı lazerle işlenmiş braketlerin farklı partikül boyutlarıyla kumlanarak yeniden kullanımları başka çalışmalarda değerlendirilebilir.
5. Yaptığımız bu çalışmanın in vitro bir çalışma olduğu yani kliniği tam olarak yansıtmadığı akılda tutulmalıdır. Bu nedenle elde edilen sonuçların daha sağlıklı değerlendirilebilmesi için bu konuda yapılacak in vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. **Murray SD, Hobson RS.** Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2003**; 123:2-9.
2. **Buonocore MG.** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, **1955**; 34:6, 849-853.
3. **Newman GV.** Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod*, **1965**; 51: 900-12.
4. **Mitchell DL.** Bandless orthodontic bracket. *J Am Dent Assoc*, **1967**; 74(1):103-110.
5. **Turk SE, Cakmak F, Isci D, Turk T.** 12-Month self-ligating bracket failure rate with a Self-Etching Primer. *Angle Orthod*, **2008**; 78(6):1095-1100.
6. **Sunna S, Rock WP.** Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. *Br J Orthod*, **1998**; 25:283-7.
7. **Dickinson PT, Powers JM.** Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod*, **1980**; 78(6):630-639.
8. **Lopez JI.** Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *Am J Orthod*, **1980**; 77(6): 669-678.
9. **Smith DC, Maijer R.** Improvements in bracket base design. *Am J Orthod*, **1983**; 83(4):277-281.
10. **Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT.** Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2004**; 125(1): 65-70.
11. **Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI.** Shear Bond Strength of Metal Brackets on Enamel. *Angle Orthod*, **2006**; 76:851-856.
12. **Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müßig D.** An In Vitro Comparative Assessment of Different Enamel Contaminants During Bracket Bonding. *Eur. J. Orthod*, **2007**; 29: 559-563.
13. **Profitt WR.** Contemporary Orthodontics. 3rd Ed. Mosby Inc, *St Louis, Missouri*, **2000**.
14. **Graber TM, Vanarsdall RL, Vig WLK.** Orthodontics: Current principles and techniques. 4th ed, *Elsevier Mosby*, **2005**.
15. **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**; 27:249-254.
16. **Newman GV, Facq JM.** The effect of adhesive systems on tooth surfaces. *Am J Orthod*, **1971**; 59:677-5
17. **Jurisc S, Jurisc G, Juric H.** Influence of Adhesives and Methods of Enamel Pretreatment on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Acta stomatol Croat*, **2015**; 49(4):269-74
18. **Miura F, Nakagawa K, Ishizaki A.** Scanning Electron Microscopic Studies on the Direct Bonding System. *Bull. Tokyo Med. Dent. Univ*, **1973**; 20:245-60.
19. **Main C, Thomson JL, Cummings A, Field D, Stephen KW.** Surface Treatment Studies Aimed at Streamlining Fissure Sealant Application. *J Oral Rehabil*, **1983**; 10:307-317.

20. **Reisner KL, Levitt HL, Mante F.** Enamel Preparation for Orthodontic Bonding: A Comparison Between the Use of a Sandblaster and Current Techniques *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*, **1997**;111:366-373.
21. **Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ.** Effect of Changing a Test Parameter on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets, *Angle Orthod*, **2005**; 75:832-835.
22. **Sayınsu K, Işık F, Sezen S, Aydemir B.** New Protective Polish Effects on Shear Bond Strength of Brackets, *Angle Orthod*, **2006**; 76:306-309.
23. **Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ.** Enamel Loss During Bonding, Debonding, and Cleanup with Use of a Self-Etching Primer. *Am. J. Orthod Dentofacial Orthop*, **2004**; 126:717-724.
24. **Pakshir H, Ajami S.** Effect of Enamel Preparation and Light Curing Methods on Microleakage under Orthodontic Brackets. *J Dent(Tehran)*, **2015**; 12(6):436-46
25. **Büyükyılmaz T, Zachrisson Y, Zachrisson BU.** Improving orthodontic bonding to gold alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1995**; 108:510-518.
26. **Galil KA, Wright GZ.** Acid Etching Patterns on Buccal Surfaces of Permanent Teeth. *Pediatr Dent*, **1979**; 1:230-234.
27. **Hobson RS, Rugg-Gunna AJ, Booth TA.** Acid-etch Patterns on the Buccal Surface of Human Permanent Teeth. *Arch of Oral Biology*, **2002**; 47:407-412.
28. **Pakshir HR, Zarif Najafi H, Hajipour S.** Effect of enamel surface treatment on the bond strength of metallic brackets in rebonding process. *Eur J Orthod*, **2012**; 34(6):773-7.
29. **Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J.** Shear Bond Strength Comparison of Two Adhesive Systems Following Thermocycling. *Angle Orthod*, **2007**; 77:337-340.
30. **Tagami J, Hosoda H, Fusayama T.** Optimal Technique for Etching Enamel. *Oper Dent*, **1988**; 4:181-184.
31. **Zachrisson BU, Büyükyılmaz T.** Bonding in Orthodontics. Orthodontics: Current Principles and Techniques. **2005**; 14: 579-659.
32. **Brantley WA, Eliades T.** Orthodontic Materials:Scientific and clinical aspects.Thime,New York, **2001**.
33. **Özer T, Başaran G, Berk N.** Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2008**;134(2):193-7
34. **Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM.** Laser Etching of Enamel for Direct Bonding. *Angle Orthod*, **1993**; 1:73-76.
35. **Contreras BR, Scougall VRJ, Rodríguez VLE, Centeno PC, Olea MOF, Alcántara GMC.** Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Scientific World Journal*, **2013**
36. **Üşümez S, Orhan M., Malkoç S.** Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *C.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **2000**; 3(1):6-9.
37. **Oshagh M, Pakshir HR, Najafi HZ, Naseri MM, Nasrabadi NI, Torkan S.** Comparison of the shear bond strength of orthodontic brackets in bonding and rebonding: preparation with laser versus conventional acid etch technique. *Photomed Laser Surg*, **2013**; 31(8):360-4.

38. **Mehdi S, Mano MC, Sorel O, Cathelineau G.** Enamel micro-abrasion. *Orthod Fr*, **2009**; 80(2):179-92.
39. **Halpern RM, Rouleau T.** The effect of air abrasion preparation on the shear bond strength of an orthodontic bracket bonded to enamel. *Eur J Orthod*, **2010**; 32(2):224-7.
40. **Van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl AB.** The Air-Abrasion Technique Versus the Conventional Acid-Etching Technique: A Quantification of Surface Enamel Loss and a Comparison of Shear Bond Strength, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2000**; 117:20-26.
41. **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**; 110:96-98.
42. **Miller RA.** Laboratory and Clinical Evaluation of a Self Etch Primer. *J Clin Orthod*, **2001**; 35:42-45.
43. **Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, Hirschfelder U.** A New Generation of Self-Etching Adhesives: Comparison with Traditional Acid Etch Technique. *J Orofac Orthop*, **2008**; 69:78-93.
44. **Vicente A, Bravo LA, Romero M.** Influence of a Nonrinse Conditioner on the Bond Strength of Brackets Bonded With a Resin Adhesive System. *Angle Orthod*, **2005**; 75:400-405.
45. **Wang WN, Tarng TH.** Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1991**; 100(3):72-79.
46. **Basdra EK, Huber H, Komposch G.** Fluoride released from orthodontic bonding agents alters enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod*, **1996**; 109:466
47. **Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF.** Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **2004**; 125(3):348-350.
48. **Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH.** JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1. Results and trends. *J Clin Orthod*, **2002**; 36:553-568
49. **Zachrisson BU.** A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod*, **1977**; 71:173
50. **Zachrisson BU, Brobakken BO.** Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod*, **1978**; 74:62
51. **Jost-Brinkman PG, Schiffer A, Miethke RR.** The effect of adhesive layer thickness on bond strength. *J Clin Orthod*, **1992**; 26:718
52. **Özer M.** Rezinle güçlendirilmiş bir cam-iyonomer simanın in vitro ve in vivo olarak araştırılması. Doktora Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, **1988**.
53. **Craig RG.** Restorative Dental Materials. 10th Edition, St Louis, Mosby Year Book, **1997**.
54. **Powers JM, Kim H-B, Turner DS.** Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod*, **1997**; 3:147-156.
55. **Eliades T, Kakaboura A, Eliades G, Bradley TG.** Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod*, **2001**; 23:85-90.
56. **Ogaard B.** Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1989**; 96(5):423-7.

57. **Qen JO, Gjerdet NR, Wisth PJ.** Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets: An in vitro study. *Eur J Orthod*, **1991**; 13:187-191.
58. **Wiltshire WA.** Shear bond strength of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Dentofacial Orthop*, **1994**; 106:127-130.
59. **Wilson AD, Kent BE.** A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *British Dent J*, **1972**; 132:133-35
60. **Sidhu SK.** Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater*, **2010**; 26(1): 7-12.
61. **Pathak S, Shashibhushan KK, Poornima P, Reddy VS.** In vitro evaluation of Stainless Steel Crowns cemented with Resin-modified Glass Ionomer and Two New Self-adhesive Resin Cements. *Int J Clin Pediatr Dent*, **2016** ;9(3):197-200.
62. **Elnafar AA, Alam MK, Hasan R.** The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *J Orthod*, **2014**; 41(3):201-7.
63. **Trinpeneers LM, Dermaut LR.** A clinical evaluation of the effectiveness of a fluoride-releasing visible light-activated bonding system to reduce demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1996**; 110:218-22
64. **Anusavice KJ.** Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed., Saunders, USA, **2003**.
65. **Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher SH.** Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. *Biomed Res Int*, **2016**
66. **Guan L, Chen Z, Qiu J.** A study on TF no-mix orthodontic adhesive. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. (Abstract) , **1997**; 15(4):331-2
67. **Terhune WF, Sydiskis RJ, Davidson WM.** In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials. *Am J Orthod*, **1983**; 83(6):501-6.
68. **Kameda T, Ohkuma K, Sano N, Terada K.** Development of optical guiding forceps for a direct bonding system using lightcured resin adhesives. *Dent Mater J*, **2014**; 33(4):510-21
69. **Shaikh MA, Kamat NV, Chalakkal P.** Effects of light curing of conventional and self-etching primers on shear bond strength. *J Clin Orthod*. **2014**; 48(4):231-7.
70. **Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislov AJ.** Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1999**; 116:629-34
71. **Bishara SE, Olsen M, Wald LV.** Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1997**; 112:617-21
72. **Cooper RB, Goss M, Hamula W.** Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod*, **1992**; 26:477-479.
73. **Cal-Neto JP, Miguel JAM, Zanella E.** Effect of a Self-etching Primer on Shear Bond Strength of Adhesive Precoated Brackets In Vivo. *Angle Orthod*, **2006**; 76:127-131
74. **Miguel JA, Zanella E.** Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod*, **2006**; 76(1):127-31

75. **Ramazanzadeh BA, Merati M, Shafae H, Dogon L, Sohrabi K.** In-vitro evaluation of an experimental method for bonding of orthodontic brackets with self-adhesive resin cements. *European J Gen Dent*, **2013**; 2(3):264-269
76. **Niepraschk M, Rahiotis C, Bradley TG, Eliades T, Eliades G.** Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2007**; 132(3):382-384.
77. **Arikan S, Arhun N, Arman A, Cehreli SB.** Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with LED or conventional light curing units. *Angle Orthod*, **2006**; 76(6):1035-1040.
78. **Neves MG, Brandao GA, de Almeida HA, Brandao AM, de Azevedo DR.** In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. *Dental Press J Orthod*, **2013**;18(3):124-9
79. **Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ.** Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Dentofacial Orthop*, **2004**; 125:337-41
80. **Dunn WJ, Taloumis.** Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing lights. *Am J Dentofacial Orthop*, **2002**; 122:236-41.
81. **Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladvin MA.** Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in-vivo study. *Am J Dentofacial Orthop*, **2006**; 129:277-82.
82. **Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kliaridis S, Krejci I.** Light curing time reduction with a new high power halogen lamp. *Am J Dentofacial Orthop*, **2005**; 128:749-54.
83. **Carvalho PE, dos Santos VM, Isber H, Cotrim-Ferreira FA.** Halogen light versus LED for bracket bonding: shear bond strength. *Dental Press J Orthod*, **2013**;18(1):16.
84. **Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC.** Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2001**; 119:610-6.
85. **Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C.** Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2004**; 125:342-7.
86. **Davari A, Yassaie S, Karandish M, Zarghami F.** In vitro evaluation of microleakage under ceramic and metal brackets bonded with LED and plasma arc curing. *J Contemp Dent Pract*, **2012**;13(5):644-9.
87. **Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I.** Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units-an in vitro study. *Angle Orthod*, **2006**; 76:330-334
88. **Toodehzaeim MH, Kazemi AD, Aghili HA, Barzegar K, Fallahtafi T.** Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arclight curing. *Dent Res J (Isfahan)*, **2012**; 9(3):321-7.
89. **La Torre G, Marigo L, Pascarella GA, Rumi G.** Light-emitting diode (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. *Minerva Stomatol*, **2003**; 52:193-200.
90. **Mills RW, Uhl A, Jandt KD.** Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, **2002**; 193:459-63.

91. **Rode KM, de Freitas PM, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML.** Micro-hardness evaluation of a micro-hybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. *Lasers Med Sci*, **2009**; 24(1):87-92
92. **Talbot TQ, BlankenauRJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J.** Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Dentofacial Orthop*, **2000**; 118:274-79.
93. **Serra G, Brugnera A, Elias CN, Bolognese AM.** Effect of argon laser curing on shear bond strength of metal brackets bonded with light-cured glass ionomer cement. *Am J Dentofacial Orthop*, **2005**; 128: 740-3.
94. **Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras.** A Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*, **2000**; 70:28-33.
95. **Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA.** Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage and microhardness of composite restorations. *Journal of Biomedical Materials Research*, **2005**; DOI 10.1002/jbmb
96. **Das UM, Prashanth ST.** A comparative study to evaluate the effect of fluoride releasing sealant cured by visible light, argon lasers, and light emitting diode curing units: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*, **2009**; 27(3):139-44.
97. **Arıcı S.** A laminate base for orthodontic ceramic brackets. Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy. *University of Sheffield*, **1996**.
98. **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, 249254.
99. **Tosun Y.** Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipieri. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, **1999**.
100. **Willems G, Carels CEL, Verbeke G.** In vitro peel/shear bond strength evaluation of orthodontic bracket base design. *J Dent*, **1997**; 25:271-278.
101. **Matasa CG.** Attachment corrosion and its testing. *JCO*, **1995**, 29:16-2310
102. **Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK.** Biodegradation of orthodontic appliances.Part I.Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1993**;103: 8-14
103. **Bishara SE, Barrett RD, Selim MI.** Biodegradation of orthodontic appliances.Part II. Changes in the blood level of nickel. *Am J Orthod. Dentofac Orthop*, **1993**; 103:115-119
104. **Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G.** Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater*, **2004**; 20:693-700.
105. **Afsal VA, George PP, Mathew S, Nishad VM, Shabeer Ali P, Soumya KM.** Brackets Mesh Changing Trends: A Review. *International Journal of Health Sciences and Research*, **2013**; 3(9):97-102
106. **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**; 131:253-262.
107. **Floria G, Franchi L.** Metal injection molding in orthodontics. *Virtual J Orthod*, **1997**:2(1).
108. **Cohrt H.** Metal injection molding. *Mater World* , **1999**; 7:201-203.
109. **Zinelisa S, Annousakia O, Makoub M, Eliadesa T.** Metallurgical Characterization of Orthodontic Brackets Produced by Metal Injection Molding (MIM). *Angle Orthod* , **2005**;75:1024-1031.



110. **Başçiftçi FA, S Üşümez, S Malkoç, ve M Orhan.** Farklı Braket Taban Özelliklerinin Tutuculuğa Etkisinin İncelenmesi. *Türk Ortodonti Dergisi*, **2006**; 19:141-150
111. **Maijer R, Smith DC.** Variables influencing bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod*, **1981**; 79(1):20-34.
112. **Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC.** The influence of bracket base design on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2003**;124(1):74-82.
113. **Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Catelineau G.** Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2002**; 122(3):260-266.
114. **Arıcı S, Türk T.** Kuşlamanın metal braket tabanı ve adeziv rezin arasındaki bağlantıya etkisi. Bir in vitro çalışma. *On Dokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **1999**; 1(2):19-23.
115. **Rajesh RN, Girish KS, Sanjay N, Scindhia RD, Kumar SG, Rajesh S.** Comparison of Bond Strength of Brackets with Foil Mesh and Laser Structure Base using Light Cure Composite Resin: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract.*, **2015**; 16(12):963-70.
116. **Waring D, McMullin A, Malik OH.** Invisible orthodontics part 3: aesthetic orthodontic brackets. *Dent Update*. **2013**; 40(7):555-563.
117. **Fernandez L, Canut JA.** In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod*. **1999**; 21(1):71-7
118. **Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR.** Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod*, **1975**; 67(1):24-33
119. **Zielinski V , Reimann S, Jager A, Bourauel C.** Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics*, **2014**; 75(5):345-357
120. **Kusy RP, Whitley JQ.** Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2005**; 127(4):420-7
121. **Filho HL, Maia LH, Araújo MV, Eliast CN, Ruellas AC.** Colour stability of aesthetic brackets: ceramic and plastic. *Aust Orthod J.*, **2013**; 29(1):13-20.
122. **Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR.** Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1999**; 116(1):86-92.
123. **Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA.** Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1997**; 112(1):34-40.
124. **Mui B, Rossouw PE, Kulkarni GV.** Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *Angle Orthod*, **1999**; 69:276-281
125. **Oliver RG.** The Effect of Different Methods of Bracket Removal on the Amount of Residual Adhesive. *Am J Orthod*, **1988**; 93:196-200.
126. **Oliver RG, Griffiths J.** Different Techniques of Residual Composite Removal Following Debonding-Time Taken and Surface Enamel Appearance. *Br J Orthod*, **1992**; 19:131-137.
127. **Krell KV, Coury JM, Bishara SE.** Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques: enamel loss and time requirements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1993**; 103:258 - 265.

128. **Retief DH, Denys FR.** Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *Angle Orthod*, **1979**; 49:1-10.
129. **Hong YH, Lew KKK.** Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod*, **1995**;17:121-8.
130. **Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF.** An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the selective removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci* 2008; 116:488-492.
131. **Cook RJ, Azzopardi A, Thompson ID, Watson TF.** Real-time confocal imaging, during active air abrasion-substrate cutting. *J Microsc*, **2001**; 203:199 -207.
132. **Wright GZ, Hatibovic-Kofman S, Millenaar DW, Braverman I.** The Safety and efficacy of treatment with air abrasion technology. *Int J Paediatr Dent*, **1999**; 9:133-140.
133. **Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ.** The Effect of Different Debonding Techniques on the Enamel Surface: An In Vitro Qualitive Study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1995**; 108:284-293.
134. **Ireland AJ, Hosein IM, Sherriff M.** Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass polyalkenoate cement. *European Journal of Orthodontics*, **2005**; (27):413-419
135. **Eminkahyagil N, Arman A, Karabulut E.** Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod*, **2006**; 76:314-321.
136. **Jefferies S.** Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*, **2007**; 51:379-97.
137. **Schuchard A.** A histologic assessment of low-torque, ultrahighspeed cutting technique. *J Prosthet Dent*, **1975**; 34:644-651.
138. **Sato K.** Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res*, **1983**; 17(6):490-495.
139. **Zach L, Cohen C.** Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **1965**; 19: 515-530.
140. **Taira M, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A.** Heat generated when cutting natural tooth enamel, composite resin model tooth enamel and glass-ceramic typodont tooth. *Hiroshima Daigaku Shigaku Zasshi*, **1990**; 22:210-212.
141. **Moulding MB, Loney RW.** The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont*, **1991**; 4:332-336.
142. **Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F.** Enamel surface morphology after bracket debonding. *J Dent Child*, **1998**; 65:313-7.
143. **Pus MD, Way DC.** Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean up techniques. *Am J Orthod*, **1980**; 77:269-283.
144. **Campbell PM.** Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod*, **1995**; 65(2):103-110.
145. **Ahrari F, Akbari M, Akbari J, Dabiri G.** Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques. *J Dent*, **2013**; 10:82-93

146. **Arıcı S, Türk T, Özer M.** Kopmuş braketlerin kumlama ile yeniden kullanıma hazırlanmasının yapışma kuvvetlerine olan etkileri: Bir in vitro çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi*, **1999**; 12(1):28-35
147. **Wright WL, Powers JM.** In vitro tensile bond strength of reconditioned brackets. *Am J Orthod*, **1985**; 87: 247-252.
148. **Oliver RG, Pal AD.** Distortion of edgewise orthodontic brackets associated with different methods of debonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1989**; 9:65-71.
149. **Önçağ G, Tosun YŞ, Tuncer AV.** Yeni ve yeniden kazanılmış metal braketlerin çekme ve sıyırma kuvvetlerine olan direncinin karşılaştırılması. *Türk Ortod Derg*, **2001**; 14:44-50.
150. **Matasa CG.** Pros and cons of the reuse of direct bonded appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1989**; 96:72-76.
151. **Buchman DJL.** Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. *Am J Orthod* **1980**; 77:654-658.
152. **Leas TJ, Hondrum S.** The effect of rebonding on the shear bond strength of orthodontic brackets: a comparison of two clinical techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1993**; 103:200-201.
153. **Regan D, LeMasney B, Van Noort R.** The tensile bond strength of new and rebonded stainless steel orthodontic brackets. *Europ J Orthod*, **1993**; 15:125-135.
154. **Bishara SE, Trulove TS.** Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1990**; 98:145-153.
155. **Reddy YN, Varma PK, Kumar AG, Kumar S, Shetty SV.** Effect of thermal recycling of metal brackets on shear and tensile bond strength. *J Contemp Dent Pract*, **2011**; 12(4):287-294
156. **Seçkin Ö, Erdinç A, Dinçer B, Işıksal E.** Geri dönüşüm yöntemi ile yeniden kazanılan braketlerde braket tutuculuğunun araştırılması. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **2008**; 29:119-124
157. **Wheeler JJ, Ackerman RJ.** Bond strength of thermally recycled metal brackets. *Am J Orthod*, **1983**; 83:181-186
158. **Huang TH, Ding SJ, Min Y, Kao Ct.** Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *Eur J Ortod*, **2004**; 26:171-177.
159. **Montero MMH, Vicente A, Hernandez NA, Lopez MJ, Gonzales LAB.** Comparison of shear bond strength of brackets recycled using micro sandblasting and industrial methods. *Angle Orthod*, **2015**; 85:461-467
160. **Tavares SW, Consani S, Nouer DF, Magnani MB, Nouer PR, Martins LM.** Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Braz Dent J*, **2006**; 17(1):44-48
161. **Shahamfar M, Atashi MHA.** In vitro evaluation of shear bond strength of new and rebonded brackets reconditioned with grinding: Effect of ARI index. *Research Journal of Medical Sciences*, **2014**; 8(2):73-78
162. **Aksu M, Kocadereli İ.** Influence of two different bracket base cleaning procedures on shear bond strength reliability. *J Contemp Dent Pract*, **2013**; 14(2):250-254
163. **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**; 99:129-134

164. **Yassaei S, Aghili H, KhanPayeh E, Goldani M.** Comparison of shear bond strength of rebonded brackets with four methods of adhesive removal. *Lasers Med Sci*, **2014**; 29:1563-1568
165. **Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA.** Shear torsional and tensile bond strength of ceramic brackets using three adhesive filler concentration. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, **1991**;100:251-258
166. **Reynold IR.** A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, **1975**; 2:171-178
167. **Peynirci AO.** Sabit ortodontik tedavide kullanılan farklı taban yapılarına sahip braket çeşitlerinin in vitro karşılaştırılması. *Doktora Tezi*, Ege Üniversitesi, İzmir, **2009**
168. **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 CO<sub>2</sub> laser. *Journal of Dental Research*, **2016**; 10(3):148-154
169. **Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R.** Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *Angle Orthod*, **2005**; 75(2):237-242.
170. **Eliades T, Brantley WA.** The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod*; **2000**; 22(1):13-23.
171. **Bahnasi FI, Abd-Rahman ANA, Abu-Hassan MI.** Effects of recycling and bonding agent application on bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *J Clin Exp Dent*, **2013**; 5(4):197-202
172. **Mehta OP, Saini S, Dahiya A.** Comparative evaluation of shear bond strength of different bracket base designs in dry and wet environments. *J Indian Soc Pedod Prevent Dent*, **2015**; 11(2)
173. **MacColl GA, 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*, **1998**; 113:276-81
174. **Fox NA, McCabe JF, Buckley JG.** A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod*, **1994**; 21:33-43
175. **Grabouski JK, Staley RN, Jakobsen JR.** The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1998**; 114:452-60.
176. **Kamble RH, Gute R, Singh J, Verulkar A, Sharma N.** Evaluation and comparison of shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets having various mesh base designs: An in vitro study. *Journal of Dental and Medical Sciences*, **2014**; 13(9):20-26
177. **Jassem HA, Retief DH, Jamison HC.** Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod*, **1981**; 79:661-668
178. **Klocke A, Kahl-Nieke B.** Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2006**; 129:261-265.
179. **Kamisetty SK, Verma JK, Arun, Sundari S, Chandrasekhar S, Kumar A.** SBS vs inhouse recycling methods-An in vitro evaluation. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **2015**; 9(9):4-8
180. **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. *Journal of International Oral Health*, **2014**; 6(5):5-11

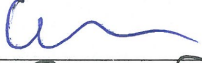


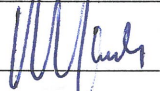
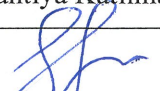

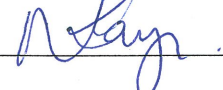
181. **Al Maaitah EF, Alomari S, Alhaija ESA, Safi AA.** The effect of different bracket base cleaning method on shear bond strength rebonded brackets. *J Contemp Dent Pract*, **2013**; 14(5):866-70
182. **Shi L, Yang K, Ji L, Ling C.** Shear bond strength and morphological analysis of KrF laser-recycled metal brackets. *Photomed Laser Surg*, **2014**; 32(3):168-74
183. **O'Brien KD, Watts DC, Read MJF.** Residual debris and bond strength - Is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **1988**; 94(3)
184. **Hajrassie MK, Khier SE.** In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **2007**; 131(3):384-90.



**T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

Toplantı Sayısı	Tarih
47	6 Kasım 2015

KARAR NO 27- Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda, Yrd. Doç. Dr. Oruç Yener Çam yönetiminde, Araş. Gör. Dt. İpek Ceylan Ak tarafından yürütülmesi öngörülen, "Farklı Taban Özelliklerine Sahip Braketlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle uygun olduğuna karar verildi.

<b>BAŞKAN</b>	<b>Doç Dr Selim Kadioğlu</b> Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
<b>ÜYELER</b>	<b>Prof Dr Davut Alptekin</b> Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	<b>Prof Dr Dinçer Yıldızdaş</b> Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	
	<b>Prof Dr Mehmet Kanadaşı</b> Kardiyoloji Anabilim Dalı	
	<b>Prof Dr Gülşah Seydaoğlu</b> Biyoistatistik Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	<b>Prof Dr Gürhan Sakman</b> Genel Cerrahi Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	<b>Doç Dr Suat Gezer</b> Göğüs Cerrahisi Anabilim Dalı	
	<b>Av. Zehra Bulut</b> Hukukçu Üye	
	<b>Dr Neşe Kayrın</b> Kurum Dışı Üye	

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana  
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

## ÖZGEÇMİŞ

İpek CEYLAN AK 20.10.1988 tarihinde İzmir’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini İzmir’de tamamladı. 2006-2007 öğretim yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde diş hekimliği eğitimine başladı ve 2011 yılında bu fakülteden birincilikle mezun oldu. 2012 yılında girdiği Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı ‘nda 12. olarak Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. 2015 yılında ‘FARKLI TABAN ÖZELLİKLERİNE SAHİP BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ’ isimli uzmanlık tez çalışmasına başladı.

